



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101277640 B

(45) 授权公告日 2010.08.18

(21) 申请号 200680036950.3
 (22) 申请日 2006.10.06
 (30) 优先权数据
 294056/2005 2005.10.06 JP
 (85) PCT申请进入国家阶段日
 2008.04.03
 (86) PCT申请的申请数据
 PCT/JP2006/320062 2006.10.06
 (87) PCT申请的公布数据
 W02007/043458 JA 2007.04.19
 (73) 专利权人 奥林巴斯株式会社
 地址 日本东京
 (72) 发明人 佐藤良次 内山昭夫 木村敦志
 (74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127
 代理人 黄纶伟

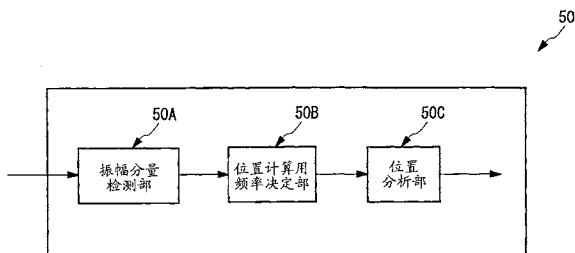
(51) Int. Cl.
A61B 1/00 (2006.01)
A61B 5/06 (2006.01)
A61B 5/07 (2006.01)
 (56) 对比文件
 CN 1256454 A, 2000.06.14, 全文.
 US 2005/0216231 A1, 2005.09.29, 全文.
 CN 1121608 A, 1996.05.01, 全文.
 审查员 王婷

权利要求书 2 页 说明书 20 页 附图 27 页

(54) 发明名称
位置检测系统

(57) 摘要

本发明提供一种位置检测系统,其可以不用事先进行校准测定即能削减位置等的检测时间。该位置检测系统具有:设备,其搭载有磁感应线圈;驱动线圈,其配置在设备的工作范围的外部,具有磁感应线圈的共振频率附近的位置计算用频率,并产生作用于磁感应线圈的交变磁场;多个磁场传感器,其配置在设备的工作范围的外部,并检测由磁感应线圈所产生的感应磁场;振幅分量检测单元(50A),其根据从多个磁场传感器所得到的磁场传感器的输出,检测相位与交变磁场大致正交的振幅分量;以及位置分析单元(50C),其根据振幅分量来计算设备的位置和方向中的至少一方。



1. 一种位置检测系统,该位置检测系统具有:
设备,其搭载有磁感应线圈;
驱动线圈,其产生交变磁场;
多个磁场传感器,其配置在所述设备的工作范围的外部,并检测所述磁感应线圈受到所述交变磁场而产生的感应磁场;
频率决定部,其求出基于所述磁感应线圈的共振频率的位置计算用频率;
振幅分量检测单元,其在所述位置计算用频率处,根据所述多个磁场传感器的输出,检测与所述交变磁场大致正交的振幅分量和相位与所述交变磁场大致相同的振幅分量中的至少一方;以及
位置分析单元,其根据所述振幅分量计算所述设备的位置和方向中的至少一方。
2. 根据权利要求1所述的位置检测系统,所述频率决定部通过预先取得所述共振频率的信息来决定所述位置计算用频率。
3. 根据权利要求1所述的位置检测系统,所述频率决定部检测所述共振频率的变化,并根据该变化决定所述位置计算用频率。
4. 根据权利要求1所述的位置检测系统,所述振幅分量检测单元在根据使用傅里叶变换而检测出的所述振幅分量重复计算所述设备的位置和方向中的至少一方时,使所述傅里叶变换的开始定时与所述驱动线圈产生的所述交变磁场的相位之间的偏差为恒定来进行所述傅里叶变换。
5. 根据权利要求1所述的位置检测系统,所述驱动线圈和所述磁场传感器分开构成。
6. 根据权利要求1所述的位置检测系统,多个所述磁场传感器配置成一体。
7. 根据权利要求1所述的位置检测系统,该位置检测系统具有驱动线圈驱动器,该驱动线圈驱动器根据所述驱动线圈和所述磁感应线圈的相对位置,使所述驱动线圈产生的所述交变磁场的方向和强度中的至少一方变化。
8. 根据权利要求1所述的位置检测系统,所述驱动线圈和所述磁场传感器被固定在配置于所述工作范围内的被检测者上。
9. 根据权利要求1所述的位置检测系统,在同时使用的多个所述设备中,搭载在各个所述设备上的所述磁感应线圈的共振频率被设定成不同。
10. 根据权利要求1所述的位置检测系统,所述设备是胶囊型医疗装置。
11. 一种感应系统,该感应系统具有:
权利要求1所述的位置检测系统;
感应用磁铁,其搭载在所述设备上;
感应用磁场产生单元,其产生作用于所述感应用磁铁上的感应用磁场;以及
感应用磁场方向控制单元,其控制所述感应用磁场的方向。
12. 根据权利要求11所述的感应系统,所述感应用磁场产生单元具有在相互正交的方向上对置配置的3对电磁铁,
在所述电磁铁的内侧设置有可配置被检测者的空间,并且
在可配置所述被检测者的空间周围配置有所述驱动线圈和所述磁场传感器。
13. 根据权利要求11所述的感应系统,在所述设备的外面具有螺旋部,该螺旋部将所述设备的绕长轴的旋转力转换成长轴方向的推进力。

14. 一种位置检测系统,该位置检测系统具有:
 - 设备,其搭载有磁感应线圈;
 - 驱动线圈,其产生交变磁场;
 - 多个磁场传感器,其检测所述磁感应线圈受到所述交变磁场而产生的感应磁场;
 - 频率决定部,其求出基于所述磁感应线圈的共振频率的位置计算用频率;
 - 测定基准值计算单元,其根据在偏离所述位置计算用频率的第 2 频率处施加了所述交变磁场和所述感应磁场时的所述磁场传感器的输出,求出在所述位置计算用频率处的测定基准值;以及
 - 位置分析单元,其根据在所述位置计算用频率处施加了所述交变磁场和所述感应磁场时的所述磁场传感器的输出与所述测定基准值之差,计算所述设备的位置和方向中的至少一方。
15. 根据权利要求 14 所述的位置检测系统,所述位置计算用频率是不同的 2 个频率。
16. 根据权利要求 14 所述的位置检测系统,所述频率决定部通过预先取得所述磁感应线圈的共振频率的信息来决定所述位置计算用频率。
17. 根据权利要求 14 所述的位置检测系统,所述频率决定部检测所述磁感应线圈的共振频率的变化,并根据该变化决定所述位置计算用频率。
18. 根据权利要求 14 所述的位置检测系统,所述驱动线圈和所述磁场传感器分开构成。
19. 根据权利要求 14 所述的位置检测系统,多个所述磁场传感器配置成一体。
20. 根据权利要求 14 所述的位置检测系统,在同时使用的多个所述设备中,搭载在各个所述设备上的所述磁感应线圈的共振频率被设定成不同。
21. 根据权利要求 14 所述的位置检测系统,所述设备是胶囊型医疗装置。

位置检测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及位置检测系统。

背景技术

[0002] 医疗装置中的胶囊型医疗装置是被吞入到被检测者等的被检测体中并通过体腔管路内,可进行在目标位置的体腔管路内的图像取得的吞入型医疗装置。上述胶囊型医疗装置构成为具有可进行上述医疗行为的例如可进行图像取得的 CCD(Charge Coupled Device:电荷耦合装置)等的摄像元件,在体腔管路内的目标部位进行图像取得。

[0003] 然而,上述胶囊型医疗装置如果不在体腔管路内进行感应就不能到达目标部位,为了进行感应,有必要检测胶囊型医疗装置在体腔管路内的哪个位置。

[0004] 因此,提出了一种检测被感应到不能目视确认位置的部位(体腔管路内等)的胶囊型医疗装置等的位置的技术(例如,参照专利文献 1)。

[0005] 专利文献 1:国际公开第 2004/014225 号小册子

[0006] 专利文献 2:美国特许第 7026927 号说明书

[0007] 在上述专利文献 1 中,公开了一种使用胶囊型医疗装置和检测装置的胶囊型医疗装置的位置检测技术,该胶囊型医疗装置搭载有包含与交流电源连接的 LC 共振电路的磁场产生电路,该检测装置配置在胶囊型医疗装置的外部,并检测从磁场产生电路产生的磁场。根据该技术,磁场产生电路可根据由交流电源提供的交流功率,向外部产生磁场。然后,检测装置检测该磁场,从而可检测胶囊型医疗装置的位置。

[0008] 然而,在上述的位置检测技术中,在胶囊型医疗装置内搭载有具有与交流电源连接的 LC 共振电路的磁场产生电路。因此,难以使胶囊型医疗装置小型化,具有难以实现被检测者等容易吞入的尺寸的胶囊型医疗装置的问题。另一方面,在使胶囊型医疗装置小型化时,上述交流电源也小型化,因而可提供给磁场产生电路的功率受到限制。于是,从磁场产生电路产生的磁场的强度减弱,具有胶囊型医疗装置的位置检测变得困难的问题。并且,由于交流电源的寿命缩短,因而具有胶囊型医疗装置的寿命也缩短的问题。

[0009] 并且,还公知有这样的胶囊型医疗装置的位置检测技术,该技术使用:胶囊型医疗装置,其内置有仅由磁感应线圈和电容器构成的 LC 共振电路;驱动线圈,其配置在体外并使磁感应线圈产生感应电动势;以及多个磁场传感器,其配置在外部并检测感应磁场。

[0010] 根据该技术,首先,LC 共振电路的磁感应线圈借助由驱动线圈所感应的感应电动势产生感应磁场。然后,通过检测磁场传感器产生的感应磁场,可检测胶囊型医疗装置的位置。即,根据该技术,由于不用在胶囊型医疗装置内搭载交流电源即可检测胶囊型医疗装置的位置,因而可容易使胶囊型医疗装置小型化,并可实现位置检测的简化和寿命延长。

[0011] 此时,驱动线圈使具有 LC 共振电路的共振频率前后不同的 2 个频率的交变磁场作用于 LC 共振电路。

[0012] 然而,在上述的位置检测技术中,由于磁场传感器同时检测驱动线圈产生的驱动磁场和磁感应线圈形成的感应磁场,因而在该状态下感应磁场被嵌在驱动磁场中,胶囊型

医疗装置的位置检测变得困难。

[0013] 另一方面,公知的是,由于从同时检测出的驱动磁场和感应磁场中仅去除驱动磁场,因而在磁感应线圈不在检测范围内的状态下仅预先测定(校准测定)驱动线圈的驱动磁场,并从同时检测出的驱动磁场和感应磁场中对所测定的驱动磁场进行差分,从而可算出感应磁场。

[0014] 另外,进行校准测定的驱动磁场的频率需要与在进行胶囊型医疗装置的位置检测时所使用的驱动磁场的频率相同。

[0015] 然而,在上述方法中,在胶囊型医疗装置的位置检测前,有必要对必定使用的驱动磁场进行校准测定,具有位置检测麻烦的问题。

[0016] 并且,驱动磁场的频率是根据 LC 共振电路的共振频率而决定的。该共振频率受到构成 LC 共振电路的磁感应线圈和电容器的特性变动的影 响。即,当胶囊型医疗装置的个体不同时,搭载在其上的 LC 共振电路的共振频率不同,有必要按各个胶囊型医疗装置进行驱动磁场的校准测定。

[0017] 因此,具有在决定使用哪个胶囊型医疗装置之前不能进行校准测定的问题。或者,有必要针对有可能使用于胶囊型医疗装置的位置检测中的所有驱动磁场的频率进行校准测定,具有胶囊型医疗装置的位置检测费时间的问题。

[0018] 并且,在进行了校准测定之后,必须预先将驱动线圈和磁场传感器之间的位置关系固定,当驱动线圈和磁场传感器之间的位置关系变化时,具有不能进行胶囊型医疗装置等的位置检测的问题。

[0019] 针对这些问题,提出了一种设置两种期间、即对驱动线圈进行驱动的期间和停止驱动线圈的驱动的期间的技术(例如,参照专利文献 2)。在专利文献 2 中公开了这样的技术,即:在对驱动线圈进行驱动的期间使磁感应线圈产生感应磁场,之后停止驱动线圈的驱动,从而仅检测来自磁感应线圈的感应磁场,不经过校准测定就检测位置。根据该技术,当停止驱动线圈的驱动时,驱动线圈产生的磁场消失。另一方面,即使停止驱动线圈的驱动,也能暂时维持磁感应线圈的感应磁场。然后,磁场传感器检测该磁场,从而可检测磁感应线圈的位置。

[0020] 然而,在上述的通过停止驱动线圈的驱动来检测位置的技术中,由于仅在驱动线圈的驱动停止期间才能检测位置,因而具有每隔一定时间位置检测次数减少的问题。

[0021] **发明内容**

[0022] 本发明是为了解决上述问题而完成的,其目的是提供一种位置检测系统,可以不用事先进行校准测定即可削减位置等的检测时间,并且不会减少位置检测次数。另外,本发明的目的是还提供一种位置检测系统,即使驱动线圈和磁场传感器之间的位置关系变化也能进行胶囊型医疗装置等的位置检测。

[0023] 为了达到上述目的,本发明提供了以下装置。

[0024] 本发明提供了一种位置检测系统,该位置检测系统具有:设备,其搭载有磁感应线圈;驱动线圈,其产生交变磁场;多个磁场传感器,其配置在所述设备的工作范围的外部,并检测所述磁感应线圈受到所述交变磁场而产生的感应磁场;频率决定部,其求出基于所述磁感应线圈的共振频率的位置计算用频率;振幅分量检测单元,其在所述位置计算用频率处,根据所述多个磁场传感器的输出,检测与所述交变磁场大致正交的振幅分量和相位

与所述交变磁场大致相同的振幅分量中的至少一方；以及位置分析单元，其根据所述振幅分量计算所述设备的位置和方向中的至少一方。

[0025] 根据本发明，振幅分量检测单元根据从多个磁场传感器得到的磁场传感器的输出，检测在与交变磁场大致正交的相位或相同相位处的振幅分量，位置分析单元可根据振幅分量计算设备的位置和方向中的至少一方。即，振幅分量检测单元不用停止驱动线圈，即可从受到来自驱动线圈和磁感应线圈的磁场的磁场传感器的输出中分离出仅包含设备的位置和方向所涉及的信息而不包含驱动线圈的位置和方向所涉及的信息的振幅分量，因而不用测定（校准测定）在仅使上述交变磁场作用于多个磁场传感器时的多个磁场传感器的输出，并且每隔一定时间的位置检测次数不会减少，可计算设备的位置和方向中的至少一方。

[0026] 由于磁感应线圈利用上述交变磁场产生感应磁场，因而无需向磁感应线圈附加电源。因此，可减少搭载在设备内部的构成要素数量。并且，由于产生在设备的位置检测中所使用的磁场，因而不使用搭载在其内部的电源等，所以设备寿命不会受到该电源等的寿命影响。

[0027] 利用振幅分量检测单元，从磁场传感器的输出中检测相位与交变磁场相同的振幅分量，位置分析单元可根据该振幅分量计算设备的位置等。

[0028] 在上述发明中，期望的是，所述频率决定部通过预先取得所述共振频率的信息来决定所述位置计算用频率。

[0029] 根据本发明，由于位置计算用频率决定部预先取得共振频率，因而无需在包含位置计算用频率在内的频带内使交变磁场的频率摆动，可缩短为计算设备的位置和方向中的至少一方所需要的时间。

[0030] 在上述发明中，期望的是，所述频率决定部检测所述共振频率的变化，并根据该变化决定所述位置计算用频率。

[0031] 根据本发明，由于位置计算用频率决定部可检测磁感应线圈的共振频率的变化，因而能将共振频率和位置计算用频率之间的关系始终保持恒定。例如，即使在由于磁感应线圈的温度变化而使共振频率变化的情况下，位置计算用频率决定部也能检测共振频率的变化，因而总是能在共振频率处计算设备的位置和方向中的至少一方。

[0032] 在上述发明中，期望的是，所述振幅分量检测单元在根据使用傅里叶变换而检测出的所述振幅分量重复计算所述设备的位置和方向中的至少一方时，使所述傅里叶变换的开始定时与所述驱动线圈产生的所述交变磁场的相位之间的偏差为恒定来进行所述傅里叶变换。

[0033] 根据本发明，由于振幅分量检测单元中的振幅分量检测是使用傅里叶变换，从而可更迅速且准确地检测振幅分量。

[0034] 并且，通过将傅里叶变换的开始定时与上述交变磁场的相位之间的相对关系保持恒定，可抑制上述位置和方向中的至少一方在计算中的偏差。

[0035] 在上述发明中，期望的是，所述驱动线圈和所述磁场传感器分开构成。

[0036] 根据本发明，由于驱动线圈和磁场传感器分开构成，因而可使驱动线圈和磁场传感器分别移动。

[0037] 在上述发明中，期望的是，多个所述磁场传感器配置成一体。

[0038] 根据本发明,由于多个磁场传感器配置成一体,因而各磁场传感器的相对位置关系是固定的。

[0039] 在上述发明中,期望的是,该位置检测系统具有驱动线圈驱动器,该驱动线圈驱动器根据所述驱动线圈和所述磁感应线圈之间的相对位置,使所述驱动线圈产生的所述交变磁场的方向和强度中的至少一方变化。

[0040] 根据本发明,由于驱动线圈驱动器根据驱动线圈和磁感应线圈之间的相对位置,使驱动线圈产生的交变磁场的方向和强度中的至少一方变化,因而可从磁感应线圈可靠地产生感应磁场。

[0041] 即,可防止驱动线圈产生的交变磁场的方向和磁感应线圈的方向之间的相对关系成为难以从磁感应线圈产生感应磁场的相对关系。

[0042] 在上述发明中,期望的是,所述驱动线圈和所述磁场传感器被固定在配置于所述工作范围内的被检测者上。

[0043] 根据本发明,由于驱动线圈和磁场传感器被固定在被检测者上,因而例如即使被检测者移动,也能连续检测设备的位置和方向中的至少一方。

[0044] 在上述发明中,期望的是,在同时使用的多个所述设备中,搭载在各个所述设备上的所述磁感应线圈的共振频率被设定成不同。

[0045] 根据本发明,由于具有多个设备,并且搭载在各个设备上的磁感应线圈中的共振频率不同,因而可同时检测多个设备的位置和方向。

[0046] 本发明提供一种感应系统,该感应系统具有:上述本发明的位置检测系统;感应用磁铁,其搭载在所述设备上;感应用磁场产生单元,其产生作用于所述感应用磁铁的感应用磁场;以及感应用磁场方向控制单元,其控制所述感应用磁场的方向。

[0047] 根据本发明,可利用本发明的位置检测系统求出设备的位置等,并可利用感应用磁场产生单元和感应用磁场方向控制单元将设备感应到规定位置。

[0048] 在上述发明中,期望的是,所述感应用磁场产生单元具有在相互正交的方向上对置配置的3对电磁铁,在所述电磁铁的内侧设置有可配置被检测者的空间,并且在可配置所述被检测者的空间周围配置有所述驱动线圈和所述磁场传感器。

[0049] 根据本发明,被投入到被检测者内的设备随着其位置被检测而被感应到规定位置。

[0050] 在上述发明中,期望的是,在所述设备的外面配备有螺旋部,该螺旋部将所述设备的绕长轴的旋转力转换成长轴方向的推进力。

[0051] 根据本发明,设备绕其长轴轴线旋转,通过螺旋部的工作朝长轴方向行进。

[0052] 在上述发明中,期望的是,所述设备是胶囊型医疗装置。

[0053] 根据本发明,由于设备是胶囊型医疗装置,因而可将设备投入到被检测者的体内,并在体内进行医疗行为。

[0054] 本发明提供了一种位置检测系统,该位置检测系统具有:设备,其搭载有磁感应线圈;驱动线圈,其产生交变磁场;多个磁场传感器,其检测所述磁感应线圈受到所述交变磁场而产生的感应磁场;频率决定部,其求出基于所述磁感应线圈的共振频率的位置计算用频率;测定基准值计算单元,其根据在偏离所述位置计算用频率的第2频率处施加了所述交变磁场和所述感应磁场时的所述磁场传感器的输出,求出在所述位置计算用频率处的测

定基准值；以及位置分析单元，其根据在所述位置计算用频率处施加了所述交变磁场和所述感应磁场时的所述磁场传感器的输出与所述测定基准值之差，计算所述设备的位置和方向中的至少一方。

[0055] 根据本发明，测定基准值计算单元根据在位置计算用频率和第 2 频率处的磁场传感器的输出值，求出在位置计算用频率处的测定基准值，位置分析单元可根据在交变磁场和感应磁场作用于磁场传感器时的磁场传感器输出值和测定基准值之差，计算设备的位置和方向中的至少一方。即，通过求出在位置计算用频率处的测定基准值，可在在交变磁场和感应磁场作用于磁场传感器时的磁场传感器输出值中提取感应磁场所涉及的输出值，可计算设备的位置和方向中的至少一方。

[0056] 因此，不用测定（校准测定）在仅使上述交变磁场作用于多个磁场传感器时的多个磁场传感器的输出，即可计算设备的位置和方向中的至少一方，可进行设备的位置检测。

[0057] 由于磁感应线圈利用上述交变磁场产生感应磁场，因而无需向磁感应线圈附加电源。因此，可减少搭载在设备内部的构成要素数量。并且，由于产生在设备的位置检测中所使用的磁场，因而不使用搭载在其内部的电源等，所以设备寿命不会受到该电源等的寿命影响。

[0058] 在上述发明中，期望的是，所述位置计算用频率是不同的 2 个频率。

[0059] 根据本发明，由于第 1 频率是频率不同的 2 个位置计算用频率，因而通过使用在该 2 个位置计算用频率处的包含振幅分量的磁场传感器的输出值，与使用在 1 个频率处的输出值的情况相比较，可消除测定值的误差，可提高所计算的设备位置等的精度。

[0060] 在上述发明中，期望的是，所述位置计算用频率决定部通过预先取得所述磁感应线圈的共振频率的信息来决定所述位置计算用频率。

[0061] 根据本发明，由于位置计算用频率决定部预先取得共振频率，因而可容易决定位置计算用频率。

[0062] 在上述发明中，期望的是，所述位置计算用频率决定部检测所述磁感应线圈的共振频率的变化，并根据该变化决定所述位置计算用频率。

[0063] 根据本发明，由于位置计算用频率决定部可检测磁感应线圈的共振频率的变化，因而总是能将共振频率和位置计算用频率之间的关系保持恒定。

[0064] 在上述发明中，期望的是，所述驱动线圈和所述磁场传感器分开构成。

[0065] 根据本发明，由于驱动线圈和磁场传感器分开构成，因而可使驱动线圈和磁场传感器分别移动。

[0066] 在上述发明中，期望的是，多个所述磁场传感器配置成一体。

[0067] 根据本发明，由于多个磁场传感器配置成一体，因而各磁场传感器的相对位置关系是固定的。

[0068] 在上述发明中，期望的是，在同时使用的多个所述设备中，搭载在各个所述设备上的所述磁感应线圈的共振频率被设定成不同。

[0069] 根据本发明，由于具有多个设备，并且搭载在各个设备上的磁感应线圈中的共振频率不同，因而可同时检测多个设备的位置和方向。

[0070] 在上述发明中，期望的是，所述设备是胶囊型医疗装置。

[0071] 根据本发明，由于设备是胶囊型医疗装置，因而可将设备投入到被检测者的体内，

并在体内进行医疗行为。

[0072] 根据本发明的第 1 位置检测系统, 振幅分量检测单元检测振幅分量, 位置分析单元可根据该振幅分量计算设备的位置和方向中的至少一方。因此, 取得这样的效果, 即: 不用测定 (校准测定) 在仅使上述交变磁场作用于多个磁场传感器时的多个磁场传感器的输出, 即可计算设备的位置和方向中的至少一方, 可削减位置等的检测时间。

[0073] 根据本发明的第 2 位置检测系统, 测定基准值计算单元求出在位置计算用频率处的测定基准值, 位置分析单元可根据在交变磁场和感应磁场作用于磁场传感器时的磁场传感器输出值和测定基准值之差, 计算设备的位置和方向中的至少一方。因此, 取得这样的效果, 即: 不用测定 (校准测定) 在仅使上述交变磁场作用于多个磁场传感器时的多个磁场传感器的输出, 即可计算设备的位置和方向中的至少一方, 可削减位置等的检测时间。

附图说明

- [0074] 图 1 是说明本发明的第 1 实施方式所涉及的位置检测系统的整体结构的示意图。
- [0075] 图 2 是示出图 1 的位置检测系统的外观的立体图。
- [0076] 图 3 是示出图 1 的胶囊型内窥镜系统的剖面的示意图。
- [0077] 图 4 是示出图 1 的读出线圈接收电路的电路结构的示意图。
- [0078] 图 5 是示出图 1 的胶囊型内窥镜的结构示意图。
- [0079] 图 6 是说明图 1 的位置检测装置的概略的框图。
- [0080] 图 7 是示出通过图 6 的振幅分量检测部所分离的交流电压的实部和虚部之间的关系图。
- [0081] 图 8 是示出图 7 中的驱动线圈、LC 共振电路以及读出线圈之间的相对位置关系的图。
- [0082] 图 9 是示出图 7 中的驱动线圈、LC 共振电路以及读出线圈之间的相对位置关系的图。
- [0083] 图 10 是示出图 7 中的驱动线圈、LC 共振电路以及读出线圈之间的相对位置关系的图。
- [0084] 图 11 是示出本发明的第 2 实施方式中的位置检测系统的概略的框线图。
- [0085] 图 12 是说明具有图 11 的驱动线圈的驱动线圈单元和读出线圈的位置关系的图。
- [0086] 图 13 是说明图 12 的驱动线圈单元的概略结构的图。
- [0087] 图 14 是说明驱动线圈和读出线圈的其他配置例的图。
- [0088] 图 15 是示出本发明的第 3 实施方式中的位置检测系统的概略的框图。
- [0089] 图 16 是说明图 15 的位置检测系统的结构的示意图。
- [0090] 图 17 是说明图 15 的磁感应装置的示意图。
- [0091] 图 18A 是说明图 15 的位置检测系统的结构的示意图。
- [0092] 图 18B 是说明图 15 的位置检测系统的整体结构的示意图。
- [0093] 图 18C 是说明图 15 的胶囊型内窥镜的结构图。
- [0094] 图 19 是示出本发明的第 4 实施方式中的位置检测系统的概略的框图。
- [0095] 图 20 是说明图 19 的位置检测系统的结构的示意图。
- [0096] 图 21 是说明本发明的第 5 实施方式所涉及的位置检测系统的整体结构的图。

[0097] 图 22 是说明图 21 的位置检测装置内的结构的框线图。

[0098] 图 23 是示出从图 21 的读出线圈输出的交流电压的频率特性的图。

[0099] 图 24 是示出在仅交变磁场作用于图 21 的读出线圈的情况下的读出线圈的交流电压频率特性的图。

[0100] 图 25 是示出在仅感应磁场作用于图 21 的读出线圈的情况下的读出线圈的交流电压频率特性的图。

[0101] 图 26 是说明第 5 实施方式的变形例所涉及的位置检测系统的整体结构的图。

[0102] 图 27 是说明图 26 的读出线圈接收电路的电路结构的图。

[0103] 图 28 是说明图 26 的位置检测装置的概略的框图。

[0104] 标号说明

[0105] 10、110、210、310、410、510：位置检测系统；20：胶囊型内窥镜（设备、胶囊型医疗装置）；50：位置检测装置（振幅分量检测单元、位置分析单元）；50A：振幅分量检测部（振幅分量检测单元）；50B：位置计算用频率决定部（位置计算用频率决定单元）；50C：位置分析部（位置分析单元）；51：驱动线圈；52：读出线圈（磁场传感器）150、250：位置检测装置（振幅分量检测单元、位置计算用频率决定单元、位置分析单元、驱动线圈驱动器）；450、550 位置检测装置（位置计算用频率决定部、基准值计算用频率决定单元、测定基准值计算单元、位置分析单元）；451：位置计算用频率决定部 452：基准值计算用频率决定部（基准值计算用频率决定单元）；453：测定基准值计算部（测定基准值计算单元）；454：位置分析部（位置分析单元）；250：位置检测装置（感应用磁场方向控制单元）；701、702、703、704、705：电磁铁（感应用磁场产生单元）； f_H 、 f_L ：位置计算用频率； f_1 ：基准值计算用频率（第 2 频率）。

具体实施方式

[0106] （第 1 实施方式）

[0107] 以下，参照图 1 至图 10 说明本发明的第 1 实施方式所涉及的位置检测系统。

[0108] 图 1 是说明本实施方式所涉及的位置检测系统的整体结构的示意图。图 2 是示出图 1 的位置检测系统的外观的立体图。

[0109] 如图 1 和图 2 所示，位置检测系统 10 大致由以下构成，即：胶囊型内窥镜（设备、胶囊型医疗装置）20，其是从被检测者 1 的口部或肛门被投入到体腔内的胶囊型医疗装置，对体腔内管路的内壁面进行光学摄像并无线发送图像信号；以及位置检测装置（振幅分量检测单元、位置分析单元）50，其检测胶囊型内窥镜 20 的位置。另外，胶囊型医疗装置不限于上述的胶囊型内窥镜，也可以是在体腔内的规定位置散布药剂、或者取得体液等的采样或生物体信息的胶囊型医疗装置等。

[0110] 如图 1 所示，位置检测装置 50 与以下电连接，即：使胶囊型内窥镜 20 内的后述磁感应线圈产生感应磁场的驱动线圈 51，以及检测由磁感应线圈产生的感应磁场的读出线圈（磁场传感器）52 等。位置检测装置 50 根据由读出线圈 52 所检测的感应磁场来运算胶囊型内窥镜 20 的位置，并控制由驱动线圈 51 形成的交变磁场。

[0111] 并且，在位置检测装置 50 内设置有：振幅分量检测部（振幅分量检测单元）50A，其通过将和从读出线圈 52 输出的交流电压（磁场传感器的输出）大致正交的振幅分量即

交流电压的虚部、以及相位大致相同的振幅分量即交流电压的实部中的至少一方分离来检测振幅分量；位置计算用频率决定部（位置计算用频率决定单元）50B，其决定胶囊型内窥镜 20 的位置计算用频率；以及位置分析部（位置分析单元）50C，其根据振幅分量计算胶囊型内窥镜 20 的位置和方向中的至少一方。

[0112] 在从位置检测装置 50 到驱动线圈 51 之间配置有：正弦波产生电路 53，其根据来自位置检测装置 50 的输出而产生交流电流；驱动线圈驱动器 54，其根据来自位置检测装置 50 的输出将从正弦波产生电路 53 输入的交流电流放大；以及驱动线圈选择器 55，其根据来自位置检测装置 50 的输出将交流电流提供给所选择的驱动线圈 51。

[0113] 在从读出线圈 52 到位置检测装置 50 之间配置有读出线圈选择器 56 和读出线圈接收电路 57。这里，读出线圈选择器 56 根据来自位置检测装置 50 的输出，选择从多个读出线圈 52 中的特定读出线圈 52 输出的、包含胶囊型内窥镜 20 的位置信息等在内的交流电流。并且，读出线圈接收电路 57 从通过了读出线圈选择器 56 的上述交流电流中提取交流电压的振幅值，并将其输出到位置检测装置 50。

[0114] 图 3 是示出图 1 的胶囊型内窥镜系统的剖面的示意图。

[0115] 这里，如图 1 和图 3 所示，驱动线圈 51 倾斜配置在内部躺有被检测者 1 的大致长方体形状的工作空间的上方（Z 轴的正方向侧）的四角。并且，驱动线圈 51 形成为大致三角形形状的线圈。这样，通过将驱动线圈 51 配置在上方，可防止驱动线圈 51 和被检测者 1 之间的干扰。

[0116] 另外，驱动线圈 51 可以是上述那样的大致三角形形状的线圈，也可以使用圆形状等各种形状的线圈。

[0117] 并且，读出线圈 52 形成为空芯线圈，并通过胶囊型内窥镜 20 的工作空间由配置在与驱动线圈 51 对置的位置上和 Y 轴方向相互对置的位置上的、3 个平面形状的线圈支撑部 58 支撑。在 1 个线圈支撑部 58 上以矩阵状配置有 9 个读出线圈 52，整个位置检测装置 50 具有 27 个读出线圈 52。

[0118] 图 4 是示出图 1 的读出线圈接收电路 57 的电路结构的示意图。

[0119] 如图 4 所示，读出线圈接收电路 57 由以下构成，即：带通滤波器（BPF）61，其去除包含所输入的胶囊型内窥镜 20 的位置信息在内的交流电压内所包含的高频分量和低频分量；放大器（AMP）62，其将去除了高频分量和低频分量后的上述交流电压放大；A/D 转换器 64，其将上述交流电压转换成数字信号；以及存储器 65，其暂时存储数字化后的振幅值。

[0120] 带通滤波器 61 分别配置在从读出线圈 52 延伸出的一对布线 66A 上，从带通滤波器 61 输出的上述交流电压被输入到一个放大器 62。存储器 65 暂时存储从 9 个读出线圈 52 得到的振幅值，并将所存储的振幅值输出到位置检测装置 50。

[0121] 另外，所检测的交流电压的波形相对于附加给驱动线圈 51 的波形的相位根据胶囊型内窥镜 20 内的后述磁感应线圈 42 的有无和位置而变化。该相位变化也可以利用锁定放大器等来检测。

[0122] 图 5 是示出图 1 的胶囊型内窥镜 20 的结构示意图。

[0123] 如图 5 所示，胶囊型内窥镜 20 大致由以下构成，即：外包装 21，在其内部收纳各种设备；摄像部 30，其拍摄被检测者的体腔内管路的内壁面；电池 39，其驱动摄像部 30；以及感应磁场产生部 40，其通过所述的驱动线圈 51 产生感应磁场。

[0124] 外包装 21 由以下形成,即:以胶囊型内窥镜 20 的旋转轴(长轴)R 为中心轴的使红外线透射的圆筒形状的胶囊主体(以下简称为主体)22,覆盖主体 22 的前端的透明且半球形状的前端部 23,以及覆盖主体的后端的半球形状的后端部 24,外包装 21 形成以水密封结构来密闭的胶囊容器。

[0125] 摄像部 30 大致由以下构成,即:基板 36A,其配置成大致垂直于旋转轴 R;图像传感器 31,其配置在基板 36A 的前端部 23 侧的面上;透镜组 32,其使被检测者的体腔内管路的内壁面的图像在图像传感器 31 上成像;LED(Light Emitting Diode:发光二极管)33,其对体腔内管路的内壁面进行照明;信号处理部 34,其配置在基板 36A 的后端部 24 侧的面上;以及无线元件 35,其将图像信号发送到图像显示装置 80。

[0126] 信号处理部 34 经由基板 36A、36B、36C、36D 以及挠性基板 37A、37B、37C 与电池 39 电连接,并经由基板 36A 与图像传感器 31 电连接,还经由基板 36A、挠性基板 37A 和支撑部件 38 与 LED 33 电连接。并且,信号处理部 34 将图像传感器 31 所取得的图像信号压缩并暂时存储,将压缩后的图像信号从无线元件 35 发送到外部,并根据来自后述的开关部 46 的信号控制图像传感器 31 和 LED 33 的接通断开。

[0127] 图像传感器 31 将经由前端部 23 和透镜组 32 所成像的图像转换成电信号(图像信号)并输出到信号处理部 34。作为该图像传感器 31,例如可使用 CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor:互补型金属氧化物半导体)和 CCD。

[0128] 并且,在比基板 36A 更靠前端部 23 侧配置的支撑部件 38 上,以旋转轴 R 为中心在周向隔开间隔地配置有多个 LED 33。

[0129] 在信号处理部 34 的后端部 24 侧,在基板 36B 上配置有开关部 46。在开关部 46 的后端部 24 侧,由基板 36C、36D 夹持着配置有电池 39。在电池 39 的后端部 24 侧,在基板 36D 上配置有无线元件 35。

[0130] 开关部 46 具有红外线传感器 47,开关部 46 经由基板 36A、36B 和挠性基板 37A 与信号处理部 34 电连接,并经由基板 36B、36C、36D 和挠性基板 37B、37C 与电池 39 电连接。

[0131] 并且,以旋转轴 R 为中心在周向上等间隔地配置有多个开关部 46,并且开关部 46 配置成使红外线传感器 47 在直径方向上面向外侧。在本实施方式中,对配置有 4 个开关部 46 的例子作了说明,然而开关部 46 的数量不限于 4 个,其个数可以是若干个。

[0132] 在无线元件 35 的后端部 24 侧配置有感应磁场产生部 40。感应磁场产生部 40 具有:由铁氧体形成的芯部件 41,其形成为中心轴与旋转轴 R 大致一致的圆柱形状;磁感应线圈 42,其配置在芯部件 41 的外周部;以及电容器(未作图示),其与磁感应线圈 42 电连接。这里,磁感应线圈 42 和电容器形成 LC 共振电路(电路)43。

[0133] 另外,芯部件 41 除了上述的铁氧体以外,还可以使用铁、坡莫合金、镍等材质。

[0134] 下面,说明具有上述结构的位置检测系统 10 的作用。

[0135] 首先,说明位置检测系统 10 的作用概要。

[0136] 如图 1 和图 2 所示,胶囊型内窥镜 20 从横躺在位置检测装置 50 中的被检测者 1 的口部或肛门投入到体腔内。投入后的胶囊型内窥镜 20 的位置由位置检测装置 50 进行检测。胶囊型内窥镜 20 在患部附近拍摄体腔内管路的内壁面,并将所拍摄的体腔内管路的内壁面的数据和患部附近的数据发送到图像显示装置(未作图示)。

[0137] 然后,说明作为本实施方式的特征的位置检测装置 50 的作用。

[0138] 在位置检测装置 50 中,如图 1 所示,首先,正弦波产生电路 53 根据来自位置检测装置 50 的输出而产生交流电流,交流电流被输出到驱动线圈驱动器 54。所产生的交流电流的频率是从数 kHz 到 100kHz 的范围内的频率,且使频率根据时间在上述范围内变化(摆动),以便包含后述的共振频率。另外,摆动范围不限于上述范围,可以是更窄的范围,也可以是更宽的范围,不作特别限定。

[0139] 并且,并不总是进行摆动,可以首先进行摆动来决定测定频率,之后将频率固定为测定频率来进行测定。由此可提高测定速度。而且,可以周期性地摆动来再次决定测定频率。由此,还能应对由温度特性引起的共振频率的变化。

[0140] 交流电流在驱动线圈驱动器 54 中根据位置检测装置 50 的指示被放大,并被输出到驱动线圈选择器 55。放大后的交流电流被提供给在驱动线圈选择器 55 中通过位置检测装置 50 所选择的驱动线圈 51。然后,提供给驱动线圈 51 的交流电流在胶囊型内窥镜 20 的工作空间内形成交变磁场。

[0141] 由于交变磁场产生感应电动势,使感应电流流入位于交变磁场内的胶囊型内窥镜 20 的磁感应线圈 42 内。当感应电流流入磁感应线圈 42 内时,由于感应电流形成感应磁场。

[0142] 并且,由于磁感应线圈 42 与电容器一起形成 LC 共振电路 43,因而当交变磁场的周期与 LC 共振电路 43 的共振频率一致时,流入 LC 共振电路 43(磁感应线圈 42)内的感应电流增大,所形成的感应磁场也增强。而且,由于在磁感应线圈 42 的中心配置有由介电性铁氧体形成的芯部件 41,因而感应磁场容易集中在芯部件 41 处,所形成的感应磁场变得更强。并且,介电性铁氧体可用铁、镍、钴等磁性材料代替,也能使用它们的合金、铁氧体等。

[0143] 上述感应磁场使读出线圈 52 产生感应电动势,在读出线圈 52 内产生包含胶囊型内窥镜 20 的位置信息等在内的交流电压(磁信息)。该交流电压经由读出线圈选择器 56 被输入到读出线圈接收电路 57,进行数字信号化。

[0144] 如图 4 所示,输入到读出线圈接收电路 57 的上述交流电压首先通过带通滤波器 61 去除高频分量和低频分量,并由放大器 62 放大。这样去除了不需要分量后的交流电压由 A/D 转换器 64 进行数字信号化,并被存储在存储器 65 内。

[0145] 存储器 65 例如存储使由正弦波产生电路 53 产生的正弦波信号在 LC 共振电路 43 的共振频率附近摆动的与 1 周期对应的振幅值,并汇总 1 周期的振幅值输出到位置检测装置 50。

[0146] 图 6 是说明图 1 的位置检测装置 50 的概略的框图。

[0147] 如图 6 所示,输入到位置检测装置 50 的交流电压被输入到振幅分量检测部 50A。振幅分量检测部 50A 从交变磁场分离出相位与交变磁场相同的交流电压的实部和与交变磁场大致正交的交流电压的虚部。分离出的交流电压的虚部和实部中的至少一方从振幅分量检测部 50A 被输入到位置计算用频率决定部 50B 和位置分析部 50C。

[0148] 振幅分量检测部 50A 中的交变磁场的实部和虚部的分离可使用傅里叶变换。该傅里叶变换的开始定时被控制成与驱动线圈 51 产生的交变磁场的相位之间的偏差为恒定。通过使用傅里叶变换分离交变磁场的实部和虚部,可更迅速且准确地检测交变磁场的虚部和实部中的至少一方。并且,通过将傅里叶变换的开始定时与交变磁场的相位之间的相对关系保持恒定,可更准确地检测交变磁场的虚部和实部中的至少一方。

[0149] 另外,振幅分量检测部 50A 可以具有相位检波器或锁定放大器中的至少一方而代

替傅里叶变换。由于相位检波器和锁定放大器中的至少一方配备在振幅分量检测部 50A 内,因而振幅分量检测部 50A 根据从多个读出线圈 52 所得到的磁场传感器的输出,可容易检测交变磁场的虚部和实部中的至少一方。

[0150] 图 7 是示出通过振幅分量检测部 50A 所分离的交流电压的实部和虚部之间的关系的图。在图 7 中,横轴是交变磁场的频率,纵轴是流入到共振电路 43 内的交流电压的增益变化 (dBm) 和相位变化 (degree)。

[0151] 图 8、图 9 和图 10 是示出图 7 中的驱动线圈 51、LC 共振电路 43 以及读出线圈 52 之间的相对位置关系的图。

[0152] 在图 7 中,交流电压的实部的输出值曲线 R1、R2、R3 和虚部的输出值曲线 Im1、Im2、Im3 分别是当驱动线圈 51、LC 共振电路 43 以及读出线圈 52 之间的相对位置关系为图 8、图 9 和图 10 所示的位置关系时的实部的输出值曲线和虚部的输出值曲线。

[0153] 实部的输出值曲线 R1、R2、R3 根据驱动线圈 51 及 LC 共振电路 43 与读出线圈 52 之间的距离而朝大输出侧偏移,并在共振频率附近取极大值和极小值。这些极大值和极小值之差也根据驱动线圈 51 及 LC 共振电路 43 与读出线圈 52 之间的距离而变化。

[0154] 另一方面,虚部的输出值曲线 Im1、Im2、Im3 和驱动线圈 51 及 LC 共振电路 43 与读出线圈 52 之间的距离无关,不进行偏移。并且,虚部的输出值曲线 Im1、Im2、Im3 在共振频率处为极小,其振幅根据驱动线圈 51 及 LC 共振电路 43 与读出线圈 52 之间的距离而变化。

[0155] 位置计算用频率决定部 50B 通过检测所输入的交流电压的虚部的输出曲线 Im1、Im2、Im3 的极小值来检测 LC 共振电路 43 中的共振频率,并将该共振频率决定为位置计算用频率。

[0156] 位置分析部 50C 检测从各读出线圈 52 所输入的虚部的输出值曲线 Im1、Im2、Im3 在共振频率处的各振幅值,并根据所检测的各振幅值计算并估计 LC 共振电路 43 (胶囊型内窥镜 20) 的位置和方向。

[0157] 或者,在位置计算用频率决定部 50B 中,可以检测所输入的交流电压的实部的输出曲线 R1、R2、R3 为极大值和极小值的频率,并将该频率决定为位置计算用频率。在该情况下,位置分析部 50C 检测从各读出线圈 52 所输入的实部的输出值曲线 R1、R2、R3 在位置计算用频率时的各振幅值,根据所检测的各振幅值计算并估计 LC 共振电路 43 (胶囊型内窥镜 20) 的位置和方向。

[0158] 以后,在估计胶囊型内窥镜 20 的位置等的情况下,根据由上述的位置计算用频率决定部 50B 所决定的位置计算用频率来估计胶囊型内窥镜 20 的位置等。具体地说,将位置计算用频率的交流电流提供给驱动线圈 51,使其产生该频率的交变磁场,从而估计胶囊型内窥镜 20 的位置等。

[0159] 根据上述的位置检测系统 10,振幅分量检测部 50A 检测相位与交变磁场大致正交的振幅分量以及相位与交变磁场大致相等的振幅分量中的至少一方,位置分析部 50C 可根据振幅分量计算胶囊型内窥镜 20 的位置等。

[0160] 即,振幅分量检测部 50A 可从接收到由驱动线圈 51 和 LC 共振电路 43 所形成的磁场的读出线圈 52 的输出中分离出仅包含胶囊型内窥镜 20 的位置等所涉及的信息、而不包含驱动线圈 51 的位置等所涉及的信息的振幅分量,因而不用进行校准测定,即可计算胶囊型内窥镜 20 的位置和方向中的至少一方。

[0161] 由于 LC 共振电路 43 借助上述交变磁场产生感应磁场,因而无需向 LC 共振电路 43 附加电源。因此,可减少搭载在胶囊型内窥镜 20 的内部的构成要素数量。并且,由于产生在检测胶囊型内窥镜 20 的位置时所使用的感应磁场,因而不使用搭载在其内部的电源等,所以胶囊型内窥镜 20 的寿命不受该电源等的寿命影响。

[0162] 另外,如上所述,当求取在计算胶囊型内窥镜 20 的位置和方向中的至少一方时所使用的交变磁场的频率(位置计算用频率)时,在求取胶囊型内窥镜 20 的位置和方向时的同时,可以使交变磁场的频率摆动来求出位置计算用频率,也可以在测定位置和方向之前预先求出位置计算用频率,或者可以将预先求出的位置计算用频率记载在胶囊型内窥镜 20 等内,并使用该记载的位置计算用频率。

[0163] 这样,由于位置计算用频率决定部 50B 预先取得共振频率,因而无需在包含位置计算用频率的频带内使交变磁场的频率摆动,可缩短设备的位置和方向中的至少一方的计算所需要的时间。

[0164] 并且,如上所述,当针对一个胶囊型内窥镜 20 决定了使用的位置计算用频率时,可以继续使用该位置计算用频率,监视 LC 共振电路 43 的共振频率,并在共振频率变化的情况下,可以根据该变化后的共振频率决定新的位置计算用频率。

[0165] 这样,例如即使在由于磁感应线圈 42 的温度变化而使共振频率变化的情况下,位置计算用频率决定部 50B 也能检测共振频率的变化,因而总是能在共振频率处计算设备的位置和方向中的至少一方。因此,可维持所计算的设备的位置和方向的精度。

[0166] (第 2 实施方式)

[0167] 下面,参照图 11 至图 13 说明本发明的第 2 实施方式。

[0168] 本实施方式的位置检测系统的基本结构与第 1 实施方式相同,然而与第 1 实施方式不同的是位置检测装置的结构。因此,在本实施方式中,使用图 11 至图 13 仅说明位置检测装置周边,省略胶囊型内窥镜等的说明。

[0169] 图 11 是示出本实施方式中的位置检测系统的概略的框线图。

[0170] 另外,对与第 1 实施方式相同的构成要素赋予相同标号并省略其说明。

[0171] 如图 11 所示,位置检测系统 110 大致由以下构成,即:对体腔内管路的内壁面进行光学摄像并无线发送图像信号的胶囊型内窥镜 20,以及检测胶囊型内窥镜 20 的位置的位置检测装置 150(振幅分量检测单元、位置计算用频率决定单元、位置分析单元、驱动线圈驱动器)。

[0172] 如图 11 所示,位置检测装置 150 与以下电连接,即:使胶囊型内窥镜 20 内的后述的磁感应线圈产生感应磁场的驱动线圈 51,检测由磁感应线圈产生的感应磁场的读出线圈 52,使驱动线圈 51 和读出线圈 52 的相对位置变更的相对位置变更部 161,以及测定相对位置的相对位置测定部 162。

[0173] 位置检测装置 150 根据由读出线圈 52 所检测的感应磁场来运算胶囊型内窥镜 20 的位置,并控制由驱动线圈 51 形成的交变磁场。

[0174] 在从位置检测装置 150 到驱动线圈 51 之间配置有:信号产生电路 53,其根据来自位置检测装置 150 的输出而产生交流电流;以及驱动线圈驱动器 54,其根据来自位置检测装置 150 的输出将从信号产生电路 53 输入的交流电流放大。

[0175] 并且,在从位置检测装置 150 到驱动线圈 51 之间配置有相对位置变更部 161,在从

相对位置变更部 161 到位置检测装置 150 之间配置有相对位置测定部 162。配置成如下：位置检测装置 150 的输出经由相对位置变更部 161 被输入到后述的驱动线圈单元。构成为如下：驱动线圈 51 和读出线圈 52 的相对位置信息从驱动线圈单元经由相对位置变更部 161 被相对位置测定部 162 取得，所取得的信息被输入到位置检测装置 150。

[0176] 图 12 是说明具有图 11 的驱动线圈 51 的驱动线圈单元和读出线圈 52 的位置关系的图。

[0177] 在位置检测装置 150 内，如图 12 所示配置有：框部 171，其形成为大致球状，由外框 171A 和内框 171B 构成；驱动线圈单元 151，其可移动地配置在外框 171A 和内框 171B 之间；以及读出线圈 52，其配置在内框 171B 的内表面。

[0178] 图 13 是说明图 12 的驱动线圈单元 151 的概略结构的图。

[0179] 如图 13 所示，驱动线圈单元 151 大致由以下构成，即：大致长方体状的壳体 152，配置在壳体 152 的与外框 171A 和内框 171B 对置的各个表面的四角处的球体部 153，驱动线圈 51，控制驱动线圈单元 151 的行进方向的方向转换部 155，将驱动线圈单元 151、驱动线圈驱动器 54 和相对位置变更部 161 电连接的绳状连接部 156。

[0180] 方向转换部 155 大致由以下构成，即：突出配置在与外框 171A 对置的表面上的驱动体 157，对驱动体 157 进行旋转控制的马达 158，以及对马达 158 进行驱动控制的马达电路 159。

[0181] 具有上述结构的位置检测系统 110 中的胶囊型内窥镜 20 的位置等的检测方法与第 1 实施方式相同，因而省略其说明。

[0182] 当从读出线圈 52 所输出的交流电压的振幅减小时，位置检测部 150 将用于变更驱动线圈单元 151 的位置的信号输出到相位位置变更部 161。相位位置变更部 161 将控制信号输出到方向转换部 155，使驱动线圈单元 151 朝规定方向移动。

[0183] 根据上述的位置检测系统 110，由于驱动线圈 51 和读出线圈 52 分开构成，并且驱动线圈 51 搭载在驱动线圈单元 151 上，因而可使驱动线圈 51 和读出线圈 52 分别移动。

[0184] 位置检测装置 150 根据来自按照驱动线圈 51 和 LC 共振电路 43 的相对位置而变化的读出线圈 52 的输出使驱动线圈 51 移动，可将驱动线圈 51 和读出线圈 52 控制为最佳的相对位置关系。

[0185] 具体地说，位置检测装置 150 将驱动线圈 51 控制成：使从 LC 共振电路 43 产生的感应磁场为最大的位置、即磁感应线圈 42 的中心轴线与进入磁感应线圈 42 内的交变磁场的磁通方向大致一致。

[0186] 并且，随着驱动线圈 51 移动，驱动线圈 51 和读出线圈 52 之间的相对位置关系变化，从驱动线圈 51 直接进入读出线圈 52 内的交变磁场变化。在本实施方式中，由于设置在位置检测装置 150 内的振幅分量检测单元通过分离交流电压的虚部（振幅分量）来检测振幅分量，因而即使交变磁场变化，也不用进行校准测定，即可估计胶囊型内窥镜 20 的位置等。

[0187] 另外，如上所述，位置检测装置 150 可以控制驱动线圈 51 的位置，使驱动线圈 51 产生的交变磁场的方向变化，也可以使上述交变磁场的强度变化，而且可以使上述交变磁场的方向和强度均变化。

[0188] 这样，可防止驱动线圈 51 和 LC 共振电路 43 具有在 LC 共振电路 43 中难以产生感

应磁场的相对关系。

[0189] 并且,如上所述,驱动线圈 51 配备在驱动线圈单元 151 内,驱动线圈 51 可以移动,也可以将多个驱动线圈 51 固定配备,选择要驱动的驱动线圈 51。

[0190] 这样,即使不使驱动线圈 51 实际移动,也能取得与使其移动相同的效果。

[0191] 另外,如上所述,既可以构成为驱动线圈 51 相对于 LC 共振电路 43 移动,也可以构成为读出线圈 52 相对于 LC 共振电路 43 移动。

[0192] 这样,可更有效地利用读出线圈 52 检测从 LC 共振电路 43 产生的感应磁场。

[0193] 图 14 是说明驱动线圈和读出线圈的其他配置例的图。

[0194] 在本实施方式中,如上所述,将读出线圈 52 固定配置在内框 171B 内,检测从 LC 共振电路 43 产生的感应磁场,然而如图 14 所示,也可以将读出线圈 52 固定在读出线圈固定部件 52a 上,并固定配置在被检测者 1 上,并且驱动线圈 51 也可以固定配置在被检测者 1 上。这里,读出线圈 52 和驱动线圈 51 分开构成。

[0195] 通过采用这种结构,例如即使被检测者 1 移动而使读出线圈 52 和驱动线圈 51 的位置关系变化,也无需校准,因而可连续检测胶囊型内窥镜 20 的位置等。并且,即使在被检测者上安装读出线圈 52 和驱动线圈 51,也可在不给被检测者带来不适感的情况下检测胶囊型内窥镜 20 的位置等。

[0196] (第 3 实施方式)

[0197] 下面,参照图 15 至图 18C 说明本发明的第 3 实施方式。

[0198] 本实施方式的位置检测系统的基本结构与第 1 实施方式相同,然而与第 1 实施方式的不同之处是在位置检测系统内增加了磁感应装置。因此,在本实施方式中,使用图 15 至图 18 仅说明磁感应装置周边,省略位置检测系统等的说明。

[0199] 图 15 是示出本实施方式中的位置检测系统的概略的框图。图 16 是说明图 15 的位置检测系统的结构的示意图。图 17 是说明图 15 的磁感应装置的示意图。

[0200] 另外,对与第 1 实施方式相同的构成要素赋予相同标号并省略其说明。

[0201] 如图 15 至图 17 所示,位置检测系统 210 大致由以下构成,即:对体腔内管路的内壁面进行光学摄像并无线发送图像信号的胶囊型内窥镜 220,检测胶囊型内窥镜 220 的位置的位置检测装置 250(振幅分量检测单元、位置计算用频率决定单元、位置分析单元、驱动线圈驱动器),以及对胶囊型内窥镜 220 进行感应的磁感应装置 270。

[0202] 图 18C 是说明图 15 的胶囊型内窥镜的结构图。

[0203] 如图 18C 所示,胶囊型内窥镜 220 由以下大致构成,即:外包装 21,在其内部收纳各种设备;摄像部 30,其拍摄被检测者的体腔内管路的内壁面;电池 39,其驱动摄像部 30;感应磁场产生部 40,其利用所述的驱动线圈 51 产生感应磁场,以及驱动用磁铁(感应用磁铁)45,其驱动胶囊型内窥镜 220。

[0204] 摄像部 30 和感应磁场产生部 40 与第 1 实施方式相同,因而省略对其结构、作用和效果的说明。

[0205] 在外包装 21 的主体的外周面配备有以旋转轴 R 为中心将剖面为圆形的线材卷绕成螺旋状而成的螺旋部 25。

[0206] 在信号处理部 34 的后端部 24 侧配置有磁铁 45,在磁铁 45 的后端部 24 侧,在基板 36B 上配置有开关部 46。

[0207] 如图 16 所示,磁感应装置 270 配置在被检测者 1 的下侧,磁感应装置 270 独立于位置检测装置 250 而配置成可在被检测者 1 的下侧朝前后左右方向移动。

[0208] 磁感应装置 270 大致由多个电磁铁 701、702、703、704、705 构成。电磁铁 701、702 配置成夹持着电磁铁 705 而对置,并在电磁铁 705 的上方产生 X 轴方向的磁场。电磁铁 703、704 配置成夹持着电磁铁 705 而对置,并在电磁铁 705 的上方产生 Y 轴方向的磁场。电磁铁 705 配置成被电磁铁 701、702、703、704 包围,并产生 Z 轴方向的磁场。磁感应装置 270 可在电磁铁 705 上的圆筒状区域内形成均匀磁场。

[0209] 提供给磁感应装置 270 的电流由位置检测装置 250 控制,从而控制由电磁铁 701、702、703、704、705 形成的磁场的强度和方向。

[0210] 而且,磁感应装置 270 在被检测者 1 的下侧朝前后左右方向移动由位置检测装置 250 控制。

[0211] 图 18A 是说明图 15 的位置检测系统的结构的示意图。图 18B 是说明图 15 的位置检测系统的整体结构的示意图。

[0212] 在本实施方式中,如上所述,说明了在所使用的位置检测系统 210 上应用电磁铁 701、702、703、704、705 的情况,然而电磁铁的结构不限于此。例如,如图 18A 所示,可以是使用配置有 3 个亥姆霍兹线圈的 3 轴亥姆霍兹线圈单元(磁场产生单元、电磁铁)281 的位置检测系统 280,亥姆霍兹线圈使成对的线圈对置并使其产生平行磁场。并且,如图 18B 所示,可以是使用 3 组对置的大致方形的线圈 281X、281X、线圈 281Y、281Y 以及线圈 281Z、281Z 的位置检测系统 280。并且,只要是在对象空间内得到期望的磁场,就可以针对线圈直径适当变更线圈间隔。

[0213] 并且,不仅是对置的线圈,而且只要是能得到期望的磁场的结构,就可以使用任何结构的磁场。

[0214] 下面,说明上述的位置检测系统 210 的作用。

[0215] 位置检测系统 210 的作用概要等与第 1 实施方式相同,因而省略其说明。

[0216] 如上所述,由于磁感应装置 270 仅在电磁铁 705 上的圆筒状区域内形成均匀磁场,因而位置检测装置 250 对磁感应装置 270 朝前后左右方向移动进行控制,以使胶囊型内窥镜 220 位于上述圆筒状区域内。

[0217] 磁感应装置 270 通过位置检测装置(感应用磁场方向控制单元)250 控制被提供给电磁铁(感应用磁场产生单元)701、702、703、704、705 的电流,从而磁感应装置 270 被控制成使旋转磁场作用于胶囊型内窥镜 220 上。胶囊型内窥镜 220 由于作用有旋转磁场,而围绕其中心轴线 R 旋转,借助螺旋部 25 的工作而朝中心轴线 R 方向行进。

[0218] 而且,磁感应装置 270 通过控制要形成的旋转磁场的旋转轴线方向,来控制胶囊型内窥镜 220 的中心轴线 R 的方向,并控制胶囊型内窥镜 220 的行进方向。

[0219] 根据上述的位置检测系统 210,可利用位置检测系统 210 求出胶囊型内窥镜 220 的位置等,并可利用磁感应装置 270 将胶囊型内窥镜 220 朝规定位置进行感应。

[0220] 磁感应装置 270 形成的磁场也作用于读出线圈 52,从读出线圈 52 输出的交流电压包含有上述磁场所涉及交流电压。当在位置检测装置 250 的振幅分量检测部 250A 中从该输出中分离出交流电压的虚部时,可仅检测 LC 共振电路 43 所涉及交流电压。因此,位置检测系统 210 即使在追加了磁感应装置 270 的情况下,也不用进行校准测定,即可计算胶

囊型内窥镜 220 的位置等。

[0221] 并且,在磁感应装置 270 相对于读出线圈 52 朝前后左右方向移动的情况下,从读出线圈 52 输出的磁感应装置 270 所涉及的交流电压也随着磁感应装置 270 的移动而变化。即使在该情况下,位置检测装置 250 也不会受到上述交流电压的变化影响,即可仅检测 LC 共振电路 43 所涉及的交流电压。因此,位置检测系统 250 即使在增加了磁感应装置 270 的情况下,也不用进行校准测定,即可计算胶囊型内窥镜 220 的位置等。

[0222] 或者,无需保存预先测定的校准值,可简化系统结构。

[0223] (第 4 实施方式)

[0224] 下面,参照图 19 和图 20 说明本发明的第 4 实施方式。

[0225] 本实施方式的位置检测系统的基本结构与第 1 实施方式相同,然而与第 1 实施方式的不同之处是使用多个胶囊型内窥镜等。因此,在本实施方式中,使用图 19 和图 20 仅说明使用多个胶囊型内窥镜等,省略其他结构要素等的说明。

[0226] 图 19 是示出本实施方式中的位置检测系统的概略的框图。图 20 是说明图 19 的位置检测系统的结构的示意图。

[0227] 另外,对与第 1 实施方式相同的构成要素赋予相同标号并省略其说明。

[0228] 如图 19 和图 20 所示,位置检测系统 310 大致由以下构成,即:对体腔内管路的内壁面进行光学摄像并无线发送图像信号的胶囊型内窥镜 20,在体腔内管路中散布药剂或者取得采样等的胶囊型医疗装置 320,以及检测胶囊型内窥镜 20 和胶囊型医疗装置 320 的位置的位置检测装置 50。

[0229] 胶囊型医疗装置 320 与胶囊型内窥镜 20 一样,大致由以下构成,即:驱动内部的设备的电池 39,产生感应磁场的感应磁场产生部 40,以及进行药剂散布等的医疗装置部(未作图示)等(参照图 5)。

[0230] 另外,胶囊型内窥镜 20 中的感应磁场产生部 40 的共振频率和胶囊型医疗装置 320 中的感应磁场产生部 40 的共振频率被设定成不同频率。

[0231] 下面,说明具有上述结构的位置检测系统 310 的作用。

[0232] 位置检测系统 310 的作用概要和第 1 实施方式相同,因而省略其说明。

[0233] 首先,由胶囊型内窥镜 20 拍摄被检测者 1 的体腔内管路的内壁等,并进行内壁等的观察。通过该观察发现病变部等,有时需要在该病变部投放药剂、或者取得采样。此时,具有药剂散布功能和采样取得功能等的胶囊型医疗装置 320 被追加投入到被检测者 1 内。在该情况下,在被检测者 1 的体腔内管路中存在胶囊型内窥镜 20 和胶囊型医疗装置 320。

[0234] 位置检测部 50 使用胶囊型内窥镜 20 中的 LC 共振电路 43 的共振频率和胶囊型医疗装置 320 中的 LC 共振电路 43 的共振频率来计算胶囊型内窥镜 20 和胶囊型医疗装置 320 的位置等。

[0235] 根据上述的位置检测系统 310,位置检测部 50 中的振幅分量检测部 50A(参照图 6)可从读出线圈 52 所输出的交流电压中分离出胶囊型内窥镜 20 中的 LC 共振电路 43 所涉及的交流电压的虚部和胶囊型医疗装置 320 中的 LC 共振电路 43 所涉及的交流电压的虚部。

[0236] 因此,即使后来追加胶囊型医疗装置 320,也与胶囊型内窥镜 20 时一样,不用进行校准测定,可计算胶囊型医疗装置 320 的位置等。

[0237] (第 5 实施方式)

[0238] 下面,参照图 21 至图 25 说明本发明的第 5 实施方式。

[0239] 本实施方式的位置检测系统的基本结构与第 1 实施方式相同,然而与第 1 实施方式的不同之处是位置检测装置中的处理。因此,在本实施方式中,使用图 21 至图 25 仅说明位置检测装置中的处理,省略其他的胶囊型内窥镜等的说明。

[0240] 图 21 是说明根据本实施方式的位置检测系统的整体结构的图。

[0241] 如图 21 所示,位置检测系统 410 大致由以下构成,即:胶囊型内窥镜 20,以及检测胶囊型内窥镜 20 的位置的位置检测装置(位置计算用频率决定部、基准值计算用频率决定单元、测定基准值计算单元、位置分析单元)450。

[0242] 如图 21 所示,位置检测装置 450 与以下电连接,即:使胶囊型内窥镜 20 内的后述磁感应线圈产生感应磁场的驱动线圈 51,以及检测由磁感应线圈所产生的感应磁场的读出线圈 52 等。位置检测装置 450 根据由读出线圈 52 所检测的感应磁场来运算胶囊型内窥镜 20 的位置,并控制由驱动线圈 51 形成的交变磁场。

[0243] 图 22 是说明图 21 的位置检测装置内的结构的框图。

[0244] 在位置检测装置 450 内设置有:交变磁场检测部 450a,其根据从读出线圈 52 输出的交流电压(磁场传感器的输出)检测交变磁场的振幅值;位置计算用频率决定部 451,其决定在胶囊型内窥镜 20 的位置等的计算中所使用的位置计算用频率(第 1 频率) f_H 、 f_L ;基准值计算用频率决定部(基准值计算用频率决定单元)452,其决定在基准值计算中所使用的基准值计算用频率(第 2 频率) f_1 ;测定基准值计算部(测定基准值计算单元)453,其根据在位置计算用频率 f_H 、 f_L 和基准值计算用频率 f_1 处的读出线圈 52 的输出来计算测定基准值;以及位置分析部(位置分析单元)454,其计算胶囊型内窥镜 20 的位置等。

[0245] 下面,说明具有上述结构的位置检测系统 410 的作用。

[0246] 首先,位置检测系统 410 的作用概要和第 1 实施方式相同,因而省略其说明。

[0247] 然后,说明作为本实施方式的特征的位置检测装置 450 的作用。

[0248] 与第 1 实施方式相同的是,从驱动线圈 51 产生交变磁场,利用读出线圈 52 检测来自胶囊型内窥镜 20 的 LC 共振电路 43(参照图 5)的感应磁场,直到作为读出线圈 52 的输出交流电压被输入到位置检测装置 450,因而省略其说明。

[0249] 图 23 是示出从图 21 的读出线圈 52 输出的交流电压的频率特性的图。

[0250] 如图 22 所示,输入到位置检测装置 450 的上述交流电压被输入到交变磁场检测部 450a。在交变磁场检测部 450a 中,通过傅里叶变换检测交变磁场的振幅值。所检测到的交变磁场的振幅值被输入到位置计算用频率决定部 451。如图 23 所示,位置计算用频率决定部 451 在胶囊型内窥镜 20 的 LC 共振电路 43 的共振频率 f_c 附近区域中,检测上述交流电压表示极大值和极小值的频率。将表示这些极大值和极小值的频率分别设定为位置计算用频率 f_H 、 f_L 。

[0251] 这里,位置计算用频率 f_H 、 f_L 中的一方位于比共振频率 f_c 低的频率侧,另一方位于比共振频率 f_c 高的频率侧。

[0252] 另一方面,基准值计算用频率决定部 452 将高于商用电源频率(60Hz 或 50Hz)的频率决定为基准值计算用频率 f_1 ,该频率是在后述的位置分析部 454 中得到的感应磁场的交流电压的频率特性曲线中,偏离比拐点 P_L 低的频率侧的频率,且该拐点 P_L 相对于共振频

率 f_c 处于低频率侧。

[0253] 图 24 是示出在仅交变磁场作用于图 21 的读出线圈 52 的情况下的读出线圈 52 的交流电压频率特性的图。

[0254] 测定基准值计算部 453 根据在位置计算用频率 f_H 、 f_L 和基准值计算用频率 f_1 处的从读出线圈 52 输出的交流电压的值计算测定基准值。具体地说, 求出在位置计算用频率 f_H 、 f_L 处的从读出线圈 52 所输出的交流电压的值, 并求出这些值的平均值。然后根据由位置计算用频率 f_H 、 f_L 的中间值和上述平均值所确定的点、以及由基准值计算用频率 f_1 和该交流电压的值所确定的点来求出基准值。基准值的求法可使用最小平方方法的近似方法。如图 24 所示, 这样求出的基准值可表示为示出规定的频率特性的图。基准值可认为是根据由驱动线圈 51 所形成的交变磁场而从读出线圈 51 输出的交流电压的值。

[0255] 另外, 如上所述, 可以根据 2 点使基准值相近似, 也可以根据更多的测定点使基准值相近似。

[0256] 图 25 是示出在仅感应磁性作用于图 21 的读出线圈 52 的情况下的读出线圈 52 的交流电压频率特性的图。

[0257] 位置分析部 454 根据从读出线圈 52 输出的交流电压的频率特性曲线, 对上述的测定基准值进行差分运算, 得到图 25 所示的感应磁场的交流电压的频率特性曲线。然后, 位置分析部 454 根据所得到的频率特性曲线, 针对各读出线圈 52 计算在位置计算用频率 f_H 、 f_L 处的交流电压之差、即振幅。当得到了各读出线圈 52 中的上述振幅值时, 根据这些值计算胶囊型内窥镜 20 的位置等。

[0258] 根据上述的位置检测系统 410, 测定基准值计算部 453 根据在位置计算用频率 f_H 、 f_L 和基准值计算用频率 f_1 处的读出线圈 52 的输出值, 求出在位置计算用频率处的测定基准值, 位置分析部 454 可根据在交变磁场和感应磁场作用于磁场传感器时的读出线圈 52 的输出值和测定基准值之差, 计算胶囊型内窥镜 20 的位置等。即, 通过对在交变磁场和感应磁场作用于读出线圈 52 时的读出线圈 52 的输出值和测定基准值进行差分, 可从读出线圈 52 的输出值中提取感应磁场所涉及的输出值, 从而可计算胶囊型内窥镜 20 的位置等。

[0259] 因此, 位置检测系统 410 不用进行校准测定, 即可计算胶囊型内窥镜 20 的位置等。

[0260] 胶囊型内窥镜 20 的 LC 共振电路 43 由于利用上述交变磁场产生感应磁场, 因而无需向 LC 共振电路 43 附加电源。因此, 可减少搭载在胶囊型内窥镜 20 的内部的构成要素数量。并且, 由于产生在胶囊型内窥镜 20 的位置检测中所使用的感应磁场, 因而不使用搭载在其内部的电源等, 所以胶囊型内窥镜 20 的寿命不会受到该电源等的寿命影响。

[0261] 由于为了求出测定基准值也使用位置计算用频率 f_H 、 f_L , 因而可同时进行与胶囊型内窥镜 20 的位置等的计算相关的测定和求取测定基准值的测定, 可削减为了计算胶囊型内窥镜 20 的位置等所需要的时间。

[0262] 并且, 由于使用不同的 2 个位置计算用频率 f_H 、 f_L , 因而与使用在 1 个频率时的输出值的情况相比较, 可消除测定值的误差, 可提高所计算的胶囊型内窥镜 20 的位置等的精度。

[0263] 另外, 在交变磁场检测部 450a 内可以配备相位检波器或锁定放大器中的至少一方来代替傅里叶变换。由于相位检波器和锁定放大器中的至少一方配备在交变磁场检测部 450a 内, 因而交变磁场检测部 450a 根据从多个读出线圈 52 得到的磁场传感器的输出, 可容

易检测交变磁场的虚部和实部中的至少一方。

[0264] 另外,如上所述,可以将基准值计算用频率 f_1 设定为频率比商用电源频率高的规定频率,也可以将基准值计算用频率 f_1 设定为 0。

[0265] 由于频率是 0 时的读出线圈 52 的输出总是 0,因而可省略在基准值计算用频率 f_1 处的测定,可省略为了计算胶囊型内窥镜 20 的位置等所涉及的时间。

[0266] 另外,如上所述,可以将基准值计算用频率 f_1 设定为处于比共振频率 f_c 的低频率侧的拐点 P_L 低的频率侧、且频率比商用电源频率高的规定频率,也可以设定为比共振频率 f_c 的高频率侧的拐点 P_H 高的频率、且低于读出线圈 52 的共振频率的规定频率 f_2 。

[0267] (第 5 实施方式的变形例)

[0268] 下面,参照图 26 至图 28 说明本发明的第 5 实施方式的变形例。

[0269] 本实施方式的位置检测系统的基本结构与第 5 实施方式相同,然而与第 5 实施方式不同的是位置检测装置和读出线圈接收电路的结构。因此,在本实施方式中,使用图 26 至图 28 仅说明位置检测装置和读出线圈接收电路的结构,省略其他的胶囊型内窥镜等的说明。

[0270] 图 26 是说明根据本实施方式的变形例所涉及的位置检测系统的整体结构的图。

[0271] 另外,对与第 5 实施方式相同的构成要素赋予相同标号并省略其说明。

[0272] 如图 26 所示,位置检测系统 510 大致由以下构成,即:胶囊型内窥镜 20,以及检测胶囊型内窥镜 20 的位置的位置检测装置(位置计算用频率决定部、基准值计算用频率决定单元、测定基准值计算单元、位置分析单元)550。

[0273] 如图 26 所示,位置检测装置 550 与以下电连接,即:使胶囊型内窥镜 20 内的后述的磁感应线圈产生感应磁场的驱动线圈 51,以及检测由磁感应线圈产生的感应磁场的读出线圈 52 等。位置检测装置 550 根据由读出线圈 52 所检测的感应磁场来运算胶囊型内窥镜 20 的位置,并控制由驱动线圈 51 形成的交变磁场。

[0274] 图 27 是说明图 26 的读出线圈接收电路 557 的电路结构的图。

[0275] 如图 27 所示,读出线圈接收电路 557 由以下构成,即:带通滤波器(BPF)61,其去除包含所输入的胶囊型内窥镜 20 的位置信息在内的交流电压所包含的高频分量和低频分量;放大器(AMP)62,其将去除了高频分量和低频分量后的上述交流电压放大;有效值检测电路(True RMS 转换器)63,其检测上述交流电压的振幅,提取振幅值并将其输出;A/D 转换器 64,其将振幅值转换成数字信号;以及存储器 65,其暂时存储数字化后的振幅值。

[0276] 带通滤波器 61 分别配置在从读出线圈 52 延伸出的一对布线 66A 上,从带通滤波器 61 输出的上述交流电压被输入到一个放大器 62。存储器 65 暂时存储从 9 个读出线圈 52 得到的振幅值,并将所存储的振幅值输出到位置检测装置 550。

[0277] 另外,如上所述,可以使用有效值检测电路 63 来提取上述交流电压的振幅值,也可以通过使用整流电路使磁信息平滑化并检测电压来检测振幅值,还可以使用检测上述交流电压的峰值的峰值检测电路来检测振幅值。

[0278] 并且,所检测的交流电压的波形相对于附加给驱动线圈 51 的波形的相位根据胶囊型内窥镜 20 内的后述的磁感应线圈 42 的有无和位置而变化。可以利用锁定放大器等检测该相位变化。

[0279] 上述感应磁场使读出线圈 52 产生感应电动势,在读出线圈 52 产生包含胶囊型内

窥镜 20 的位置信息等在内的交流电压（磁信息）。该交流电压经由读出线圈选择器 56 被输入到读出线圈接收电路 557，被提取交流电压的振幅值（振幅信息）。

[0280] 如图 27 所示，输入到读出线圈接收电路 557 的上述交流电压由带通滤波器 61 去除高频分量和低频分量，并由放大器 62 放大。这样去除了不需要分量后的交流电压通过有效值检测电路 63 提取出交流电压的振幅值。所提取的振幅值由 A/D 转换器 64 进行数字信号化，并被存储在存储器 65 内。

[0281] 存储器 65 例如存储使由正弦波产生电路 53 产生的正弦波信号在 LC 共振电路 43 的共振频率附近摆动的与 1 周期对应的振幅值，并汇总 1 周期的振幅值输出到位置检测装置 550。

[0282] 图 28 是说明图 26 的位置检测装置 550 的概略的框图。

[0283] 在位置检测装置 550 内设置有：位置计算用频率决定部 451，其决定在胶囊型内窥镜 20 的位置等的计算中所使用的位置计算用频率（第 1 频率） f_H 、 f_L ；基准值计算用频率决定部（基准值计算用频率决定单元）452，其决定在基准值计算中所使用的基准值计算用频率（第 2 频率） f_1 ；测定基准值计算部（测定基准值计算单元）453，其根据在位置计算用频率 f_H 、 f_L 和基准值计算用频率 f_1 处的读出线圈 52 的输出来计算测定基准值；以及位置分析部（位置分析单元）454，其计算胶囊型内窥镜 20 的位置等。

[0284] 如图 28 所示，输入到位置检测装置 550 的交流电压被输入到位置计算用频率决定部 451。如图 23 所示，位置计算用频率决定部 451 在胶囊型内窥镜 20 的 LC 共振电路 43 的共振频率 f_c 附近，检测上述交流电压表示极大值和极小值的频率。将表示这些极大值和极小值的频率分别设定为位置计算用频率 f_H 、 f_L 。另外，基准值计算用频率决定部 452 至位置分析部 454 的作用概要由于与第 5 实施方式相同，因而省略说明。

[0285] 另外，如上所述，可以使用位置计算用频率 f_H 、 f_L 和基准值计算用频率 f_1 来求出基准值，也可以使用上述的基准值计算用频率 f_2 和基准值计算用频率 f_1 来求出基准值，不作特别限定。

[0286] 根据本变形例，由于读出线圈接收电路 557 具有有效值检测电路 63，因而无需交变磁场检测部 450a，可廉价地构建位置检测系统。

[0287] 在所有实施例中，以胶囊型内窥镜和胶囊型医疗装置为例描述了实施例，然而不限于此，还能应用于内窥镜装置、导管装置、钳子等在体腔内使用的医疗装置。并且，本实施例的各个组合也属于本发明。

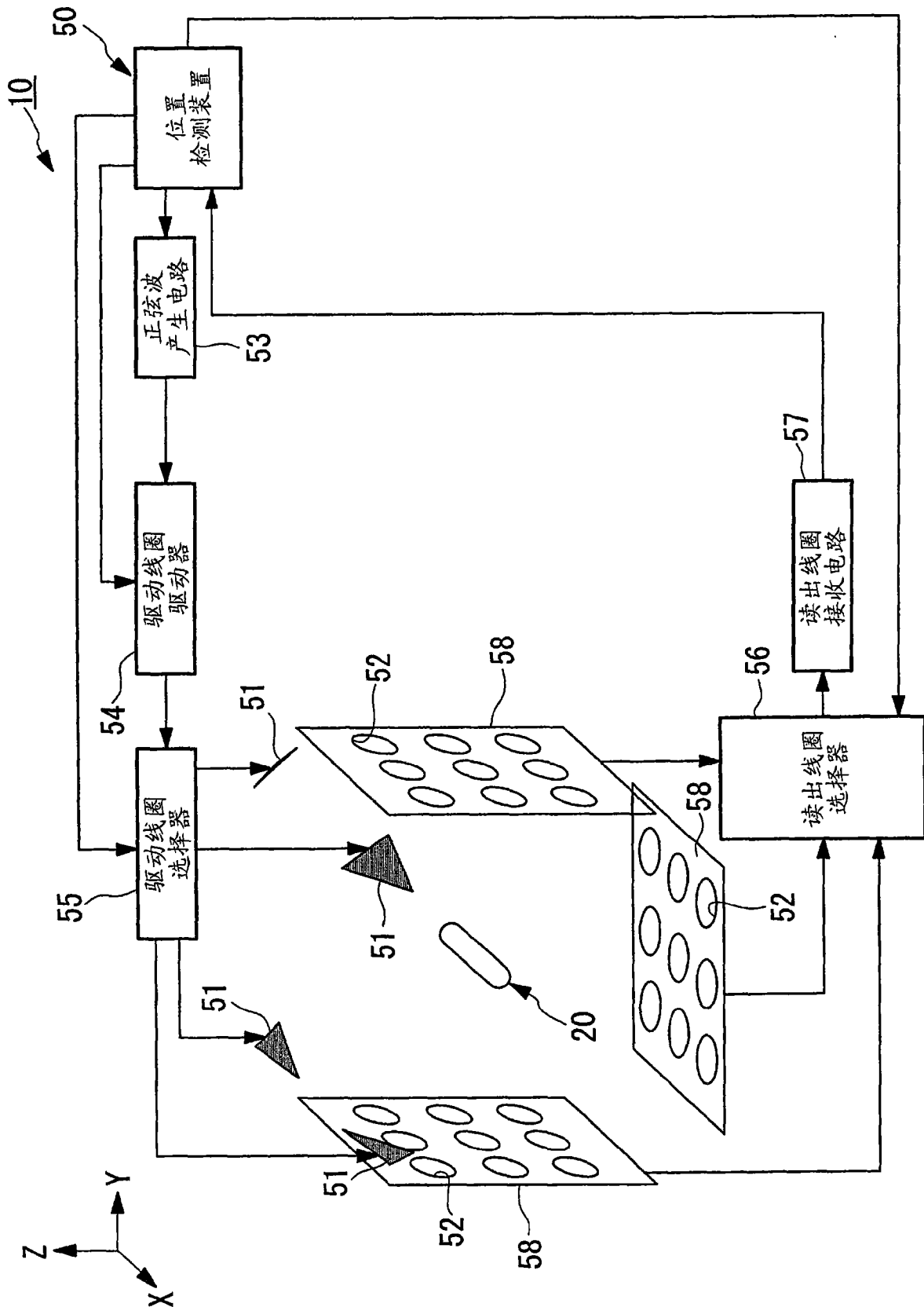


图 1

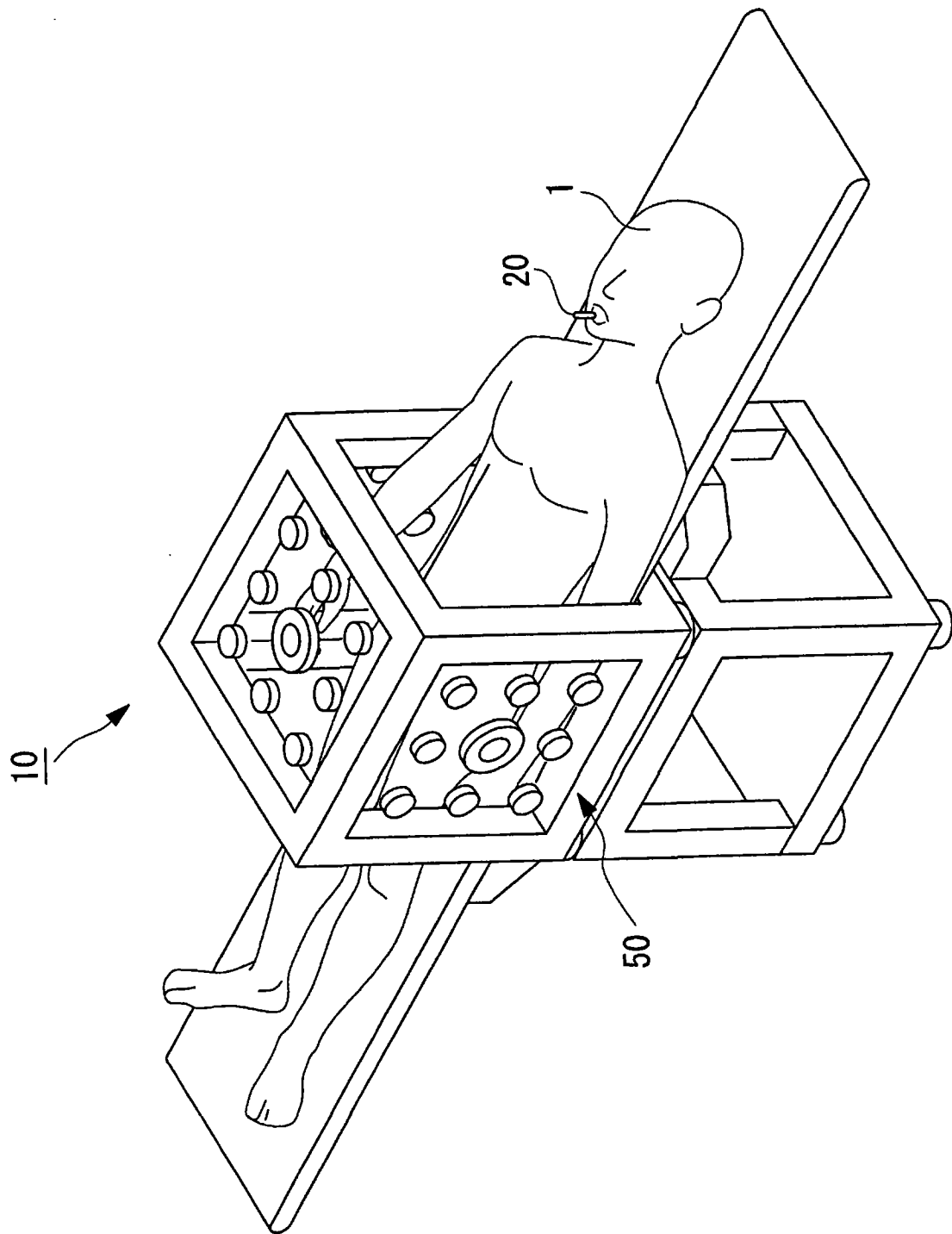


图 2

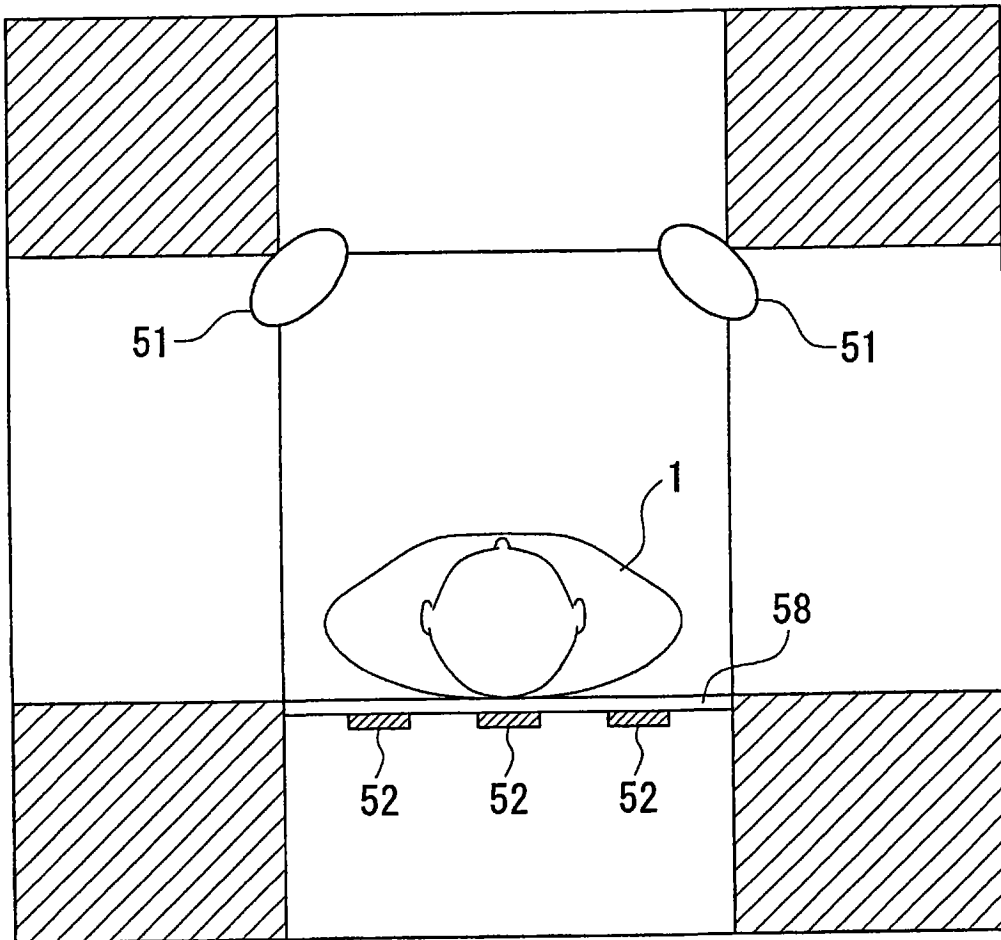


图 3

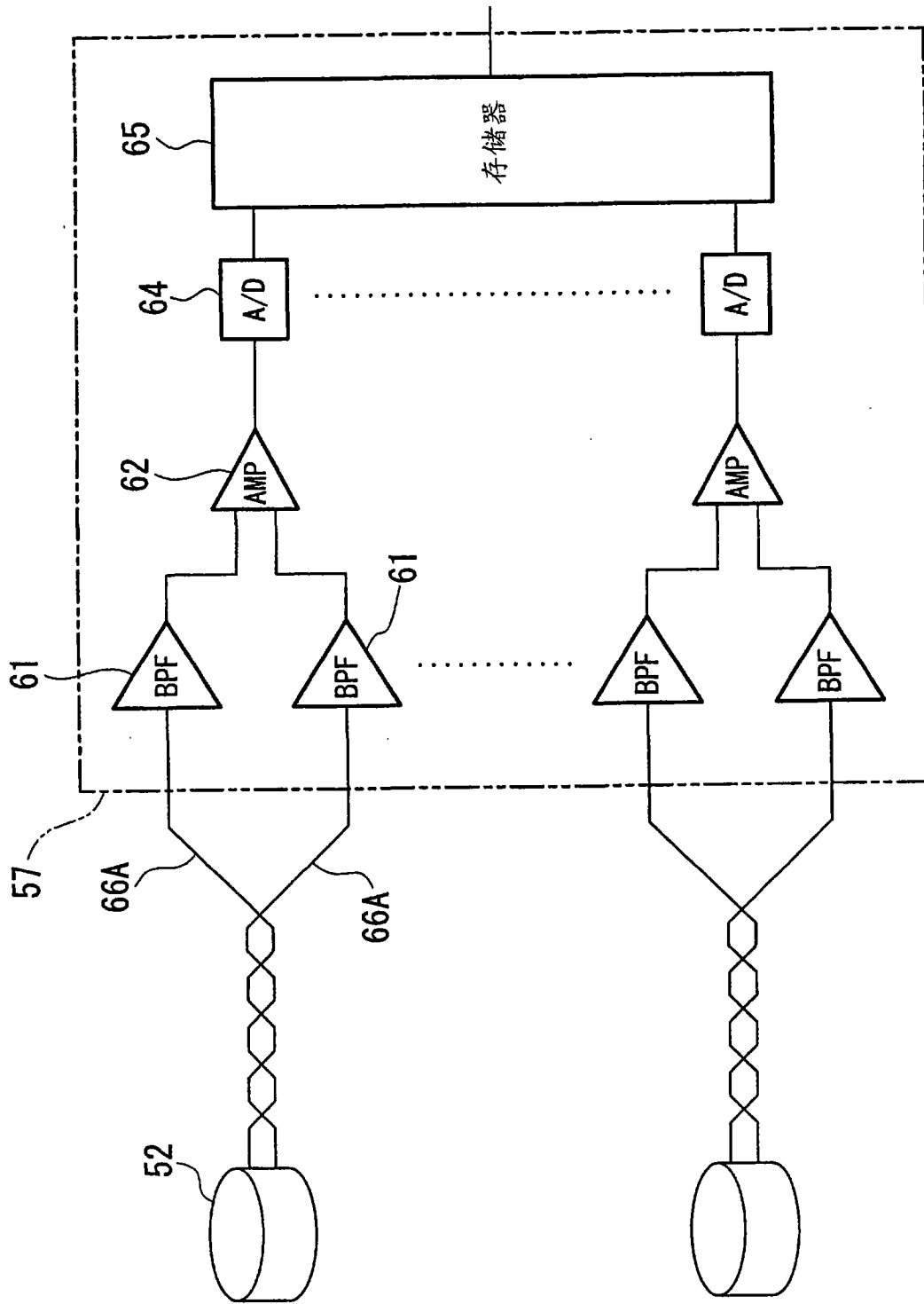


图 4

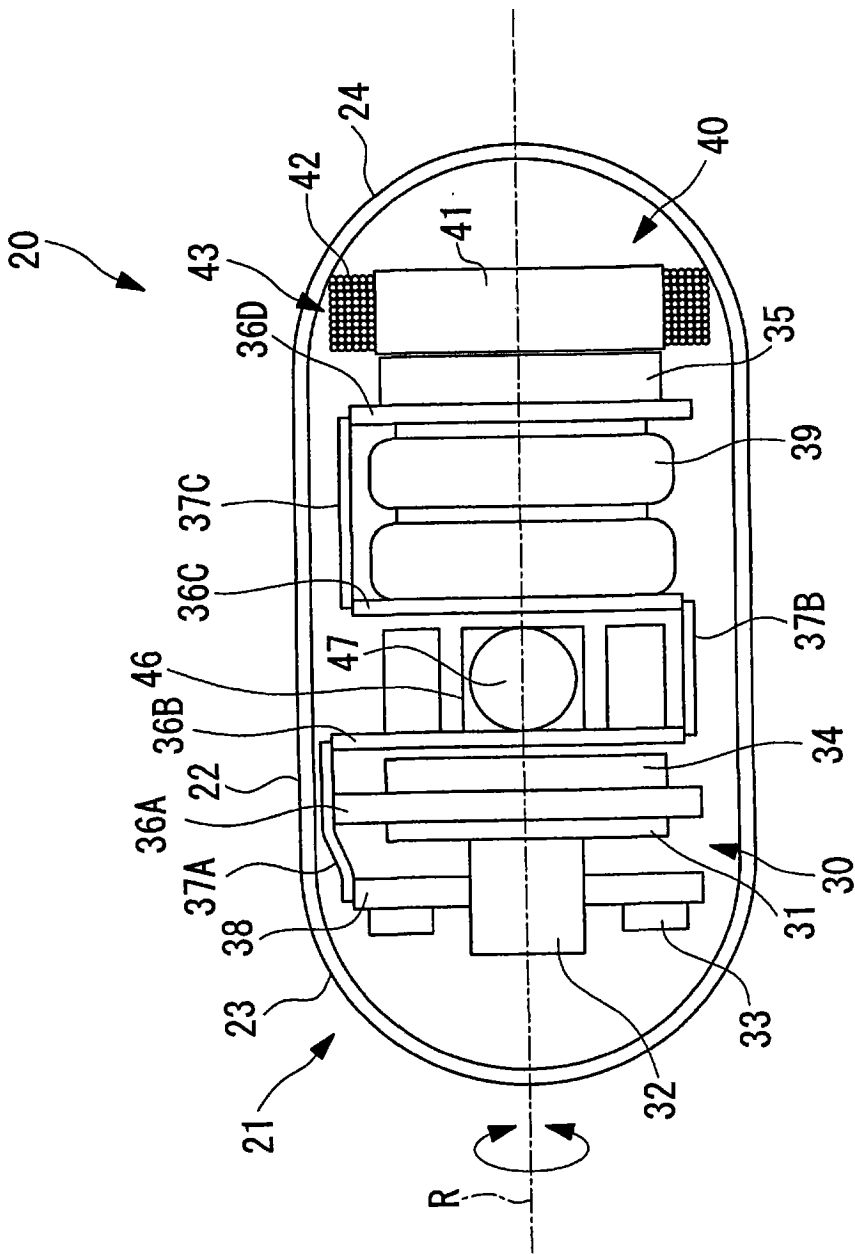


图 5

50

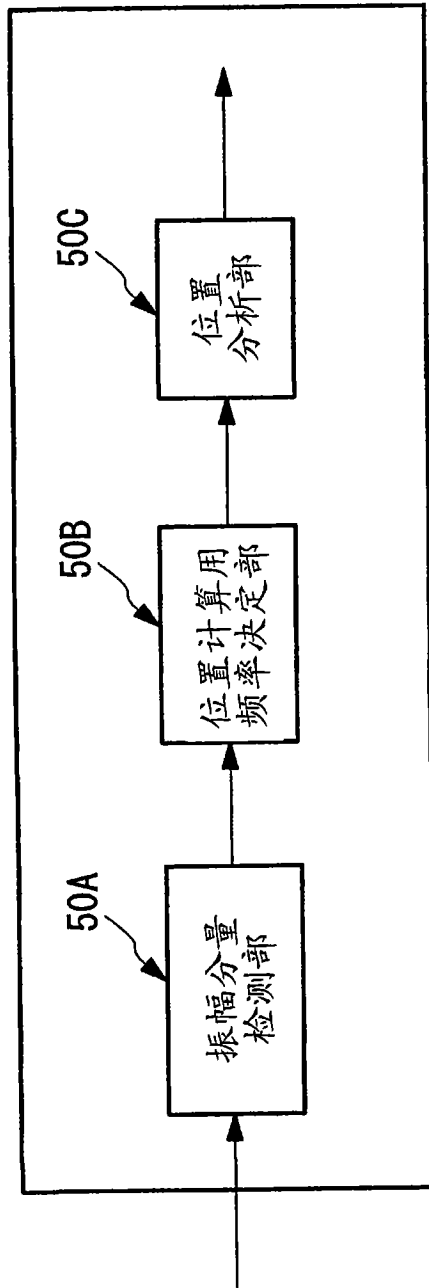
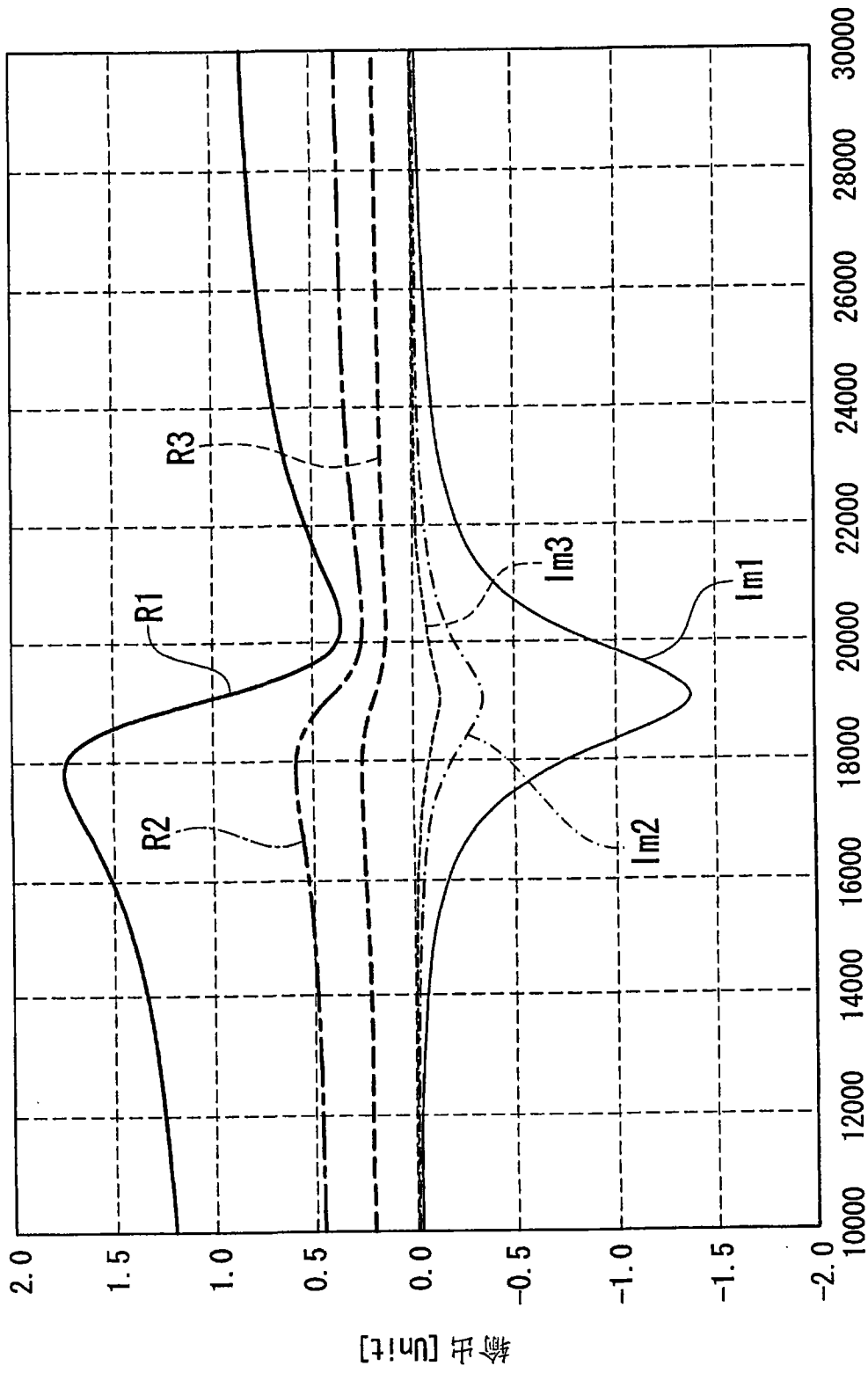


图 6



频率 [Hz]

图 7

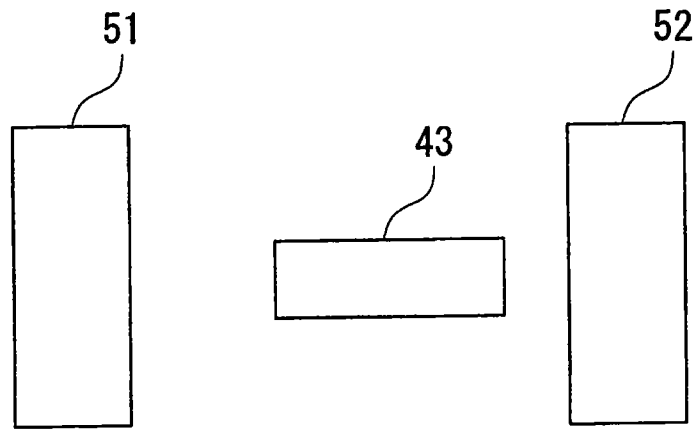


图 8

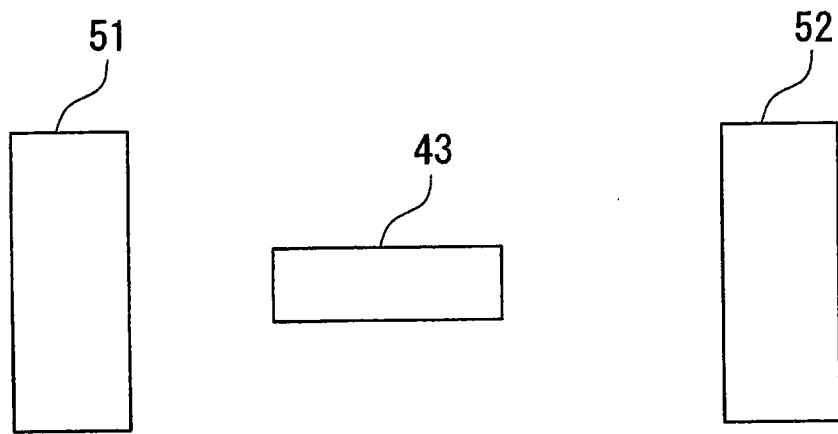


图 9

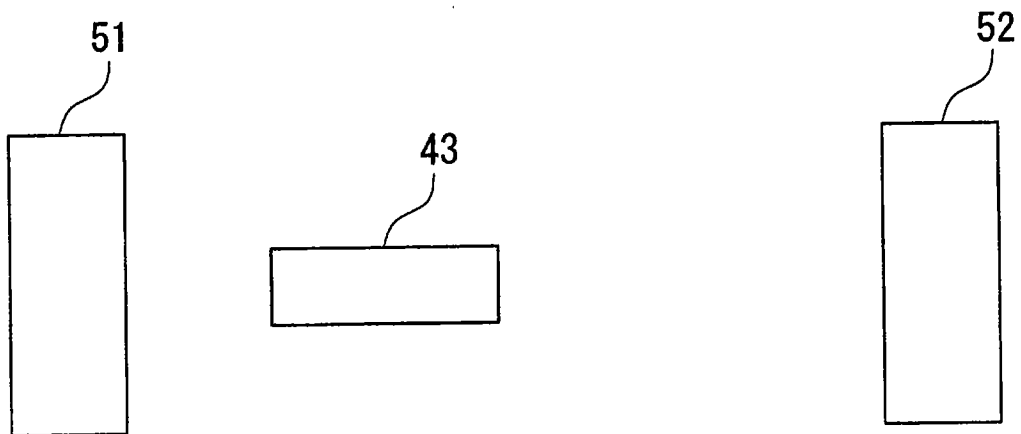


图 10

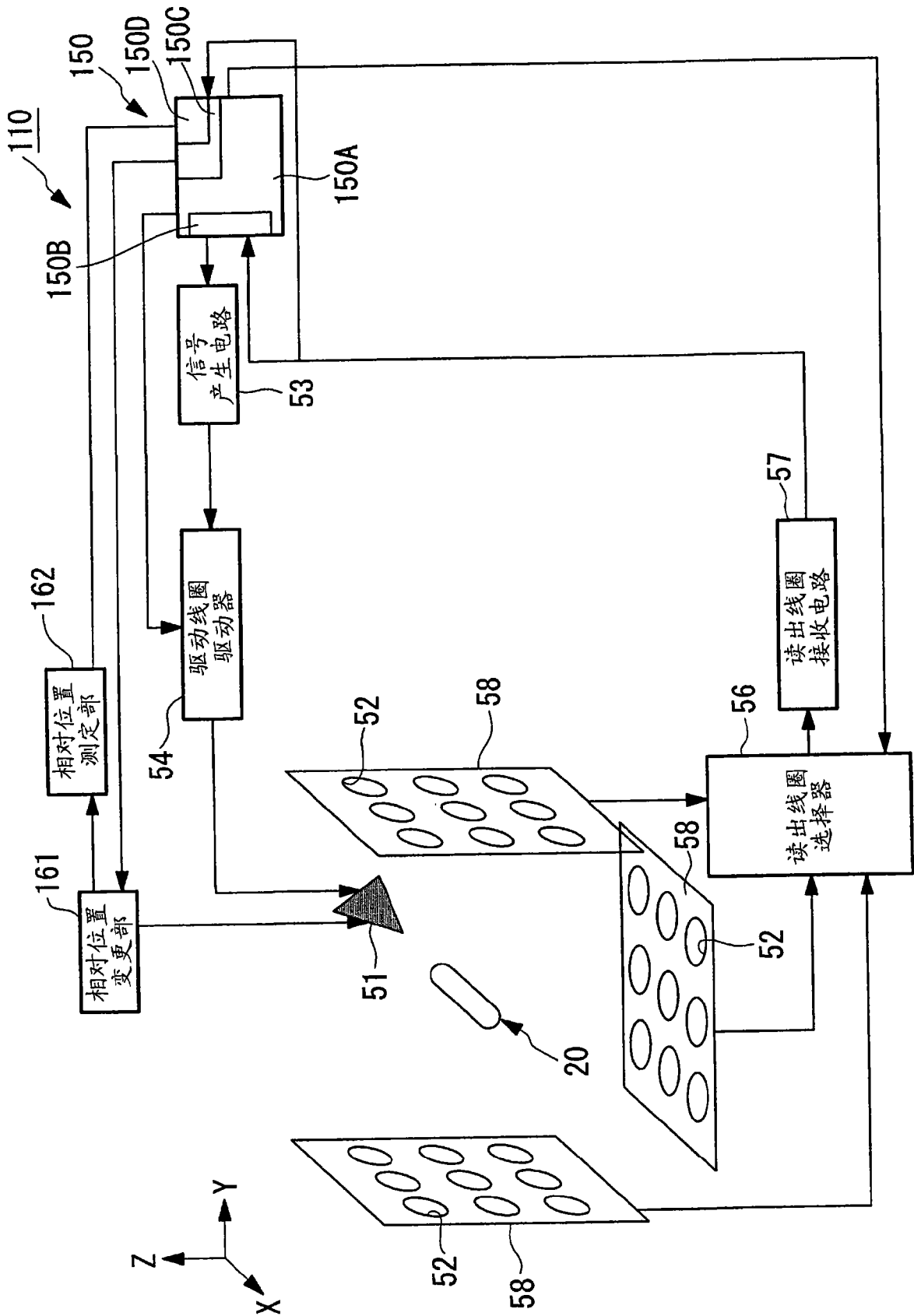


图 11

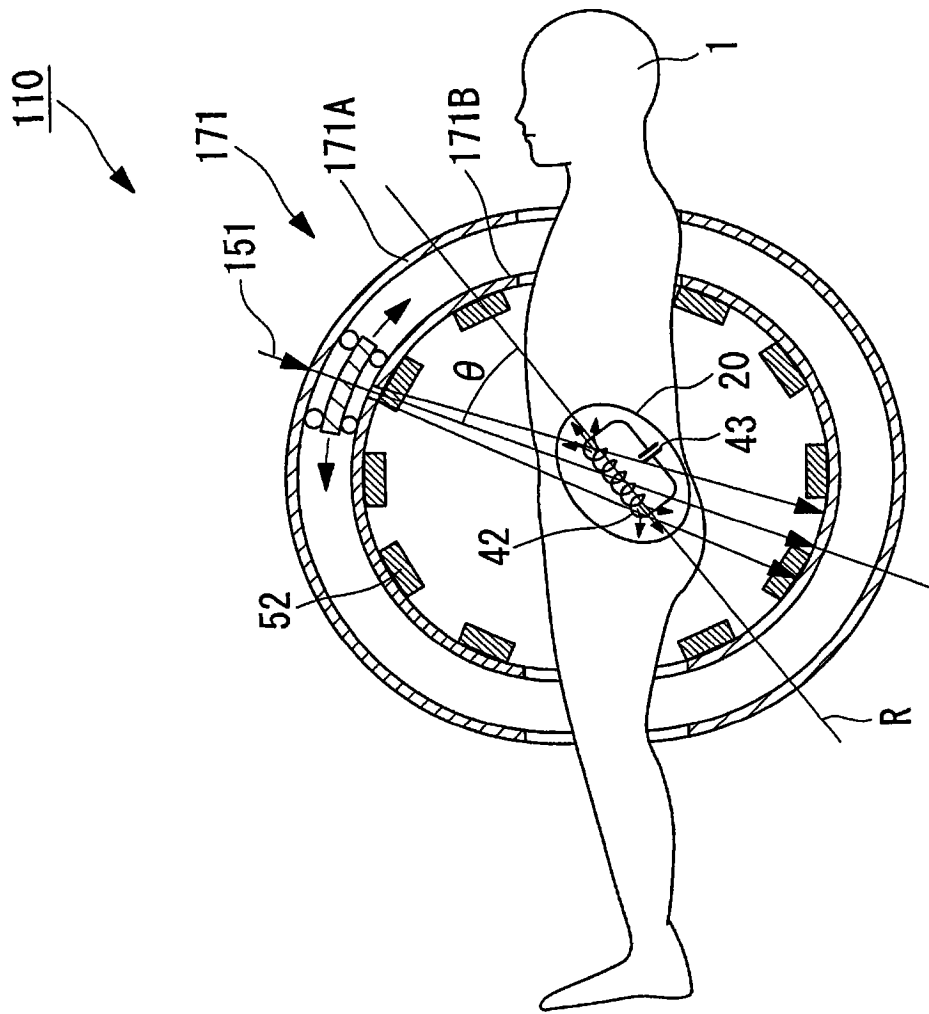


图 12

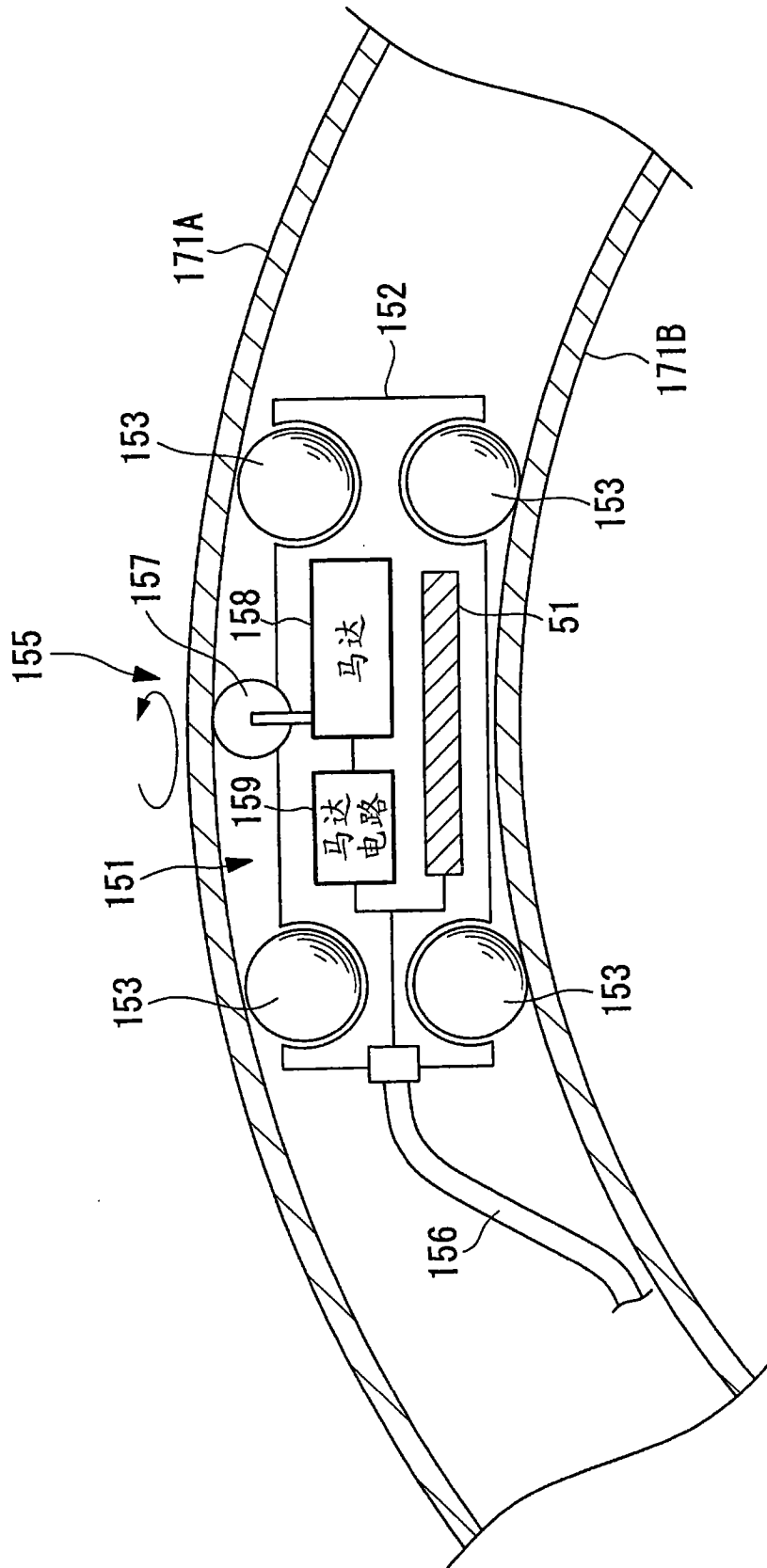


图 13

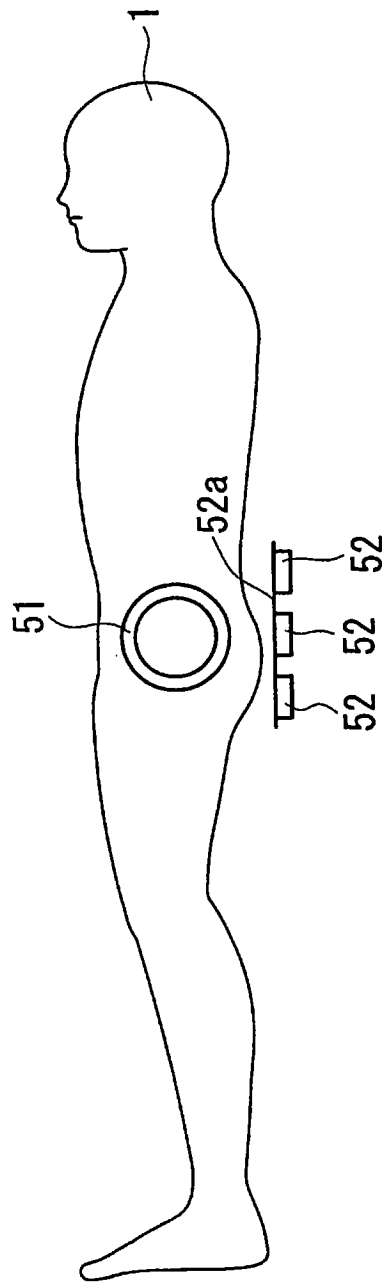


图 14

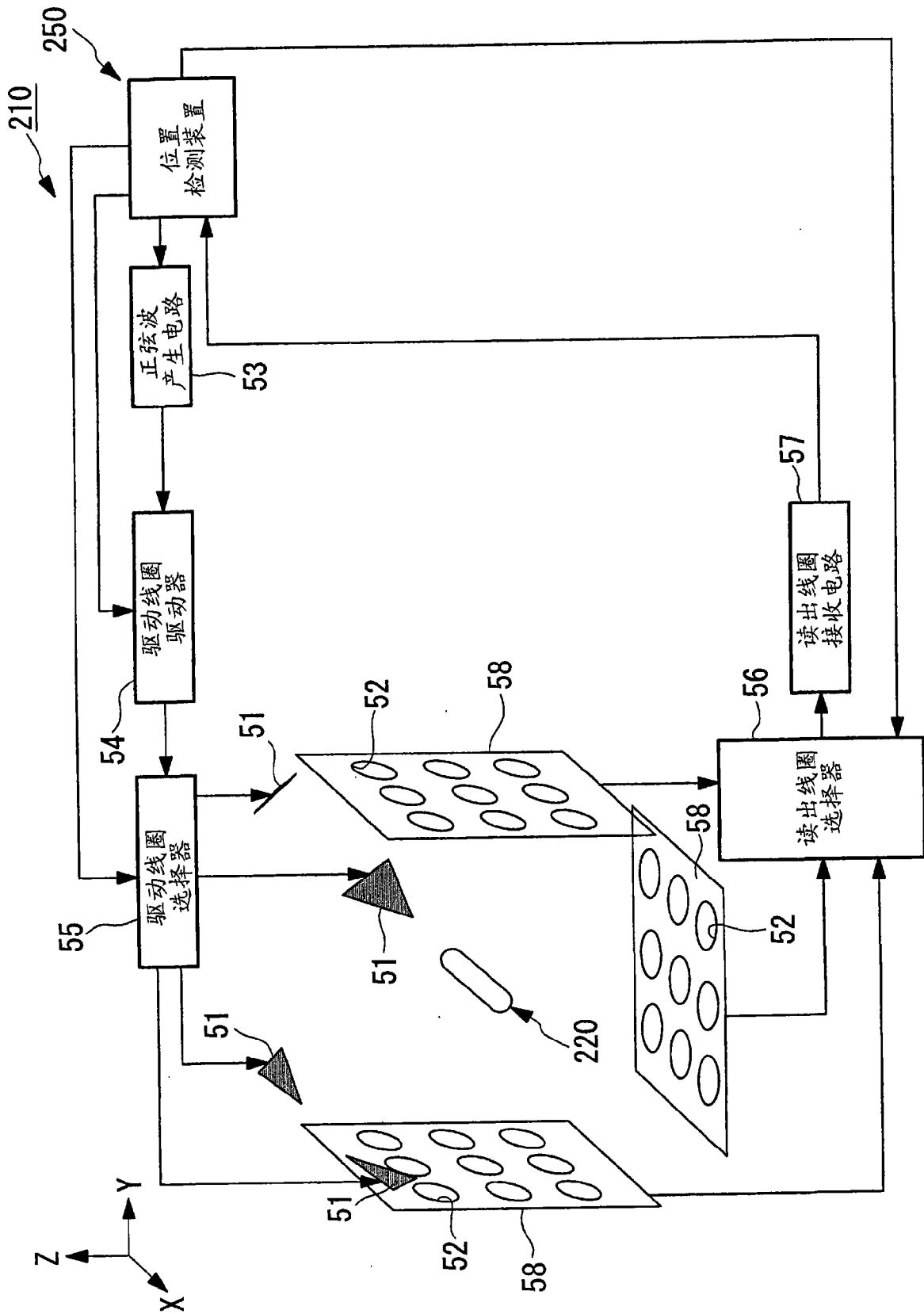


图 15

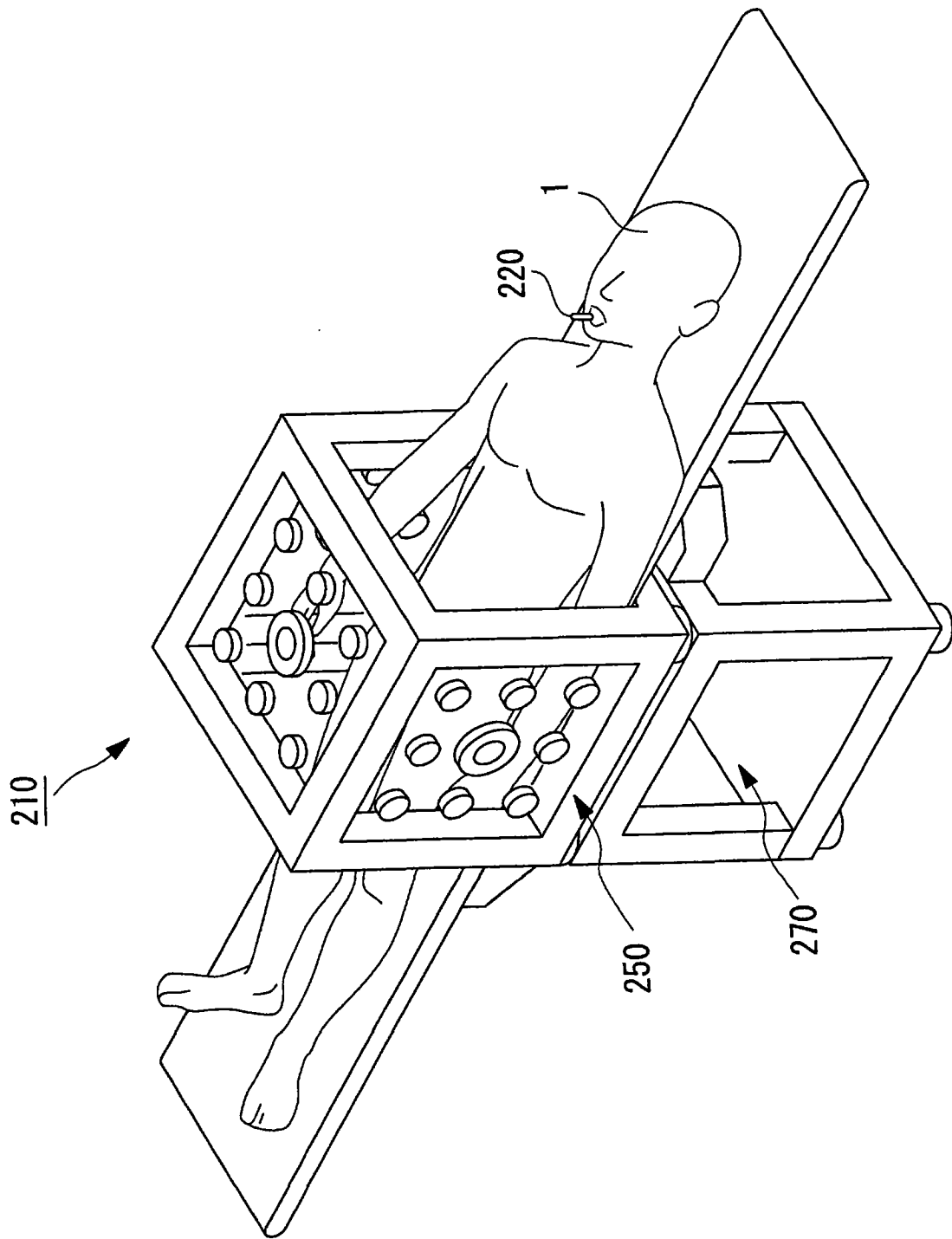


图 16

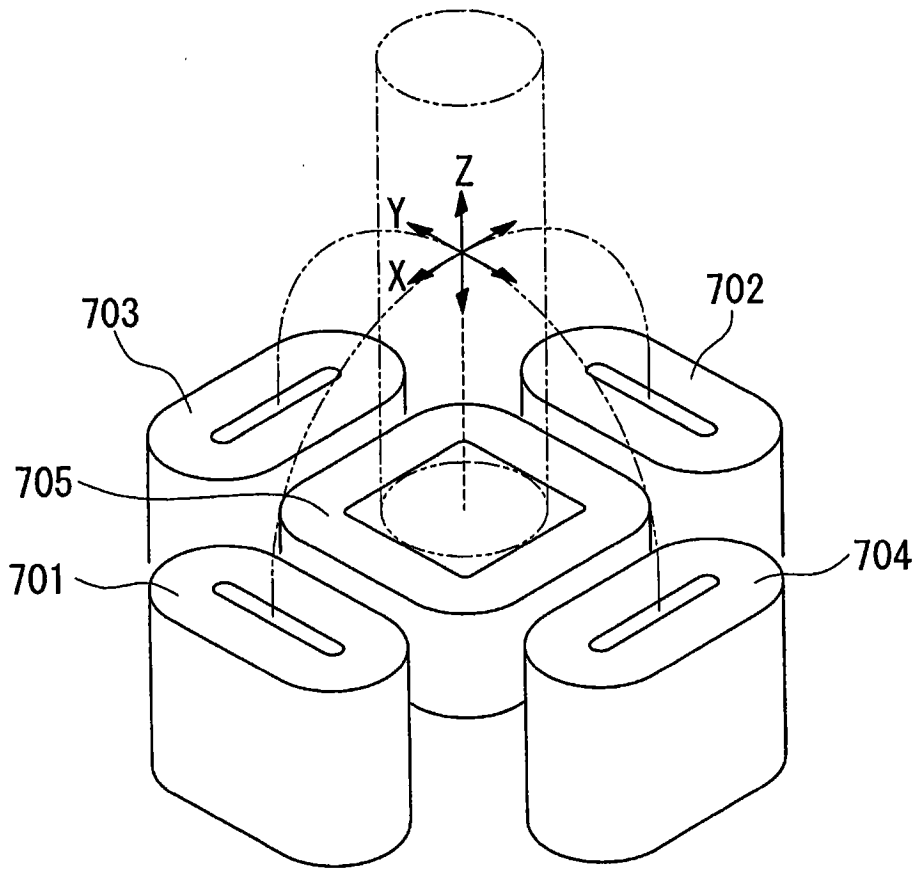


图 17

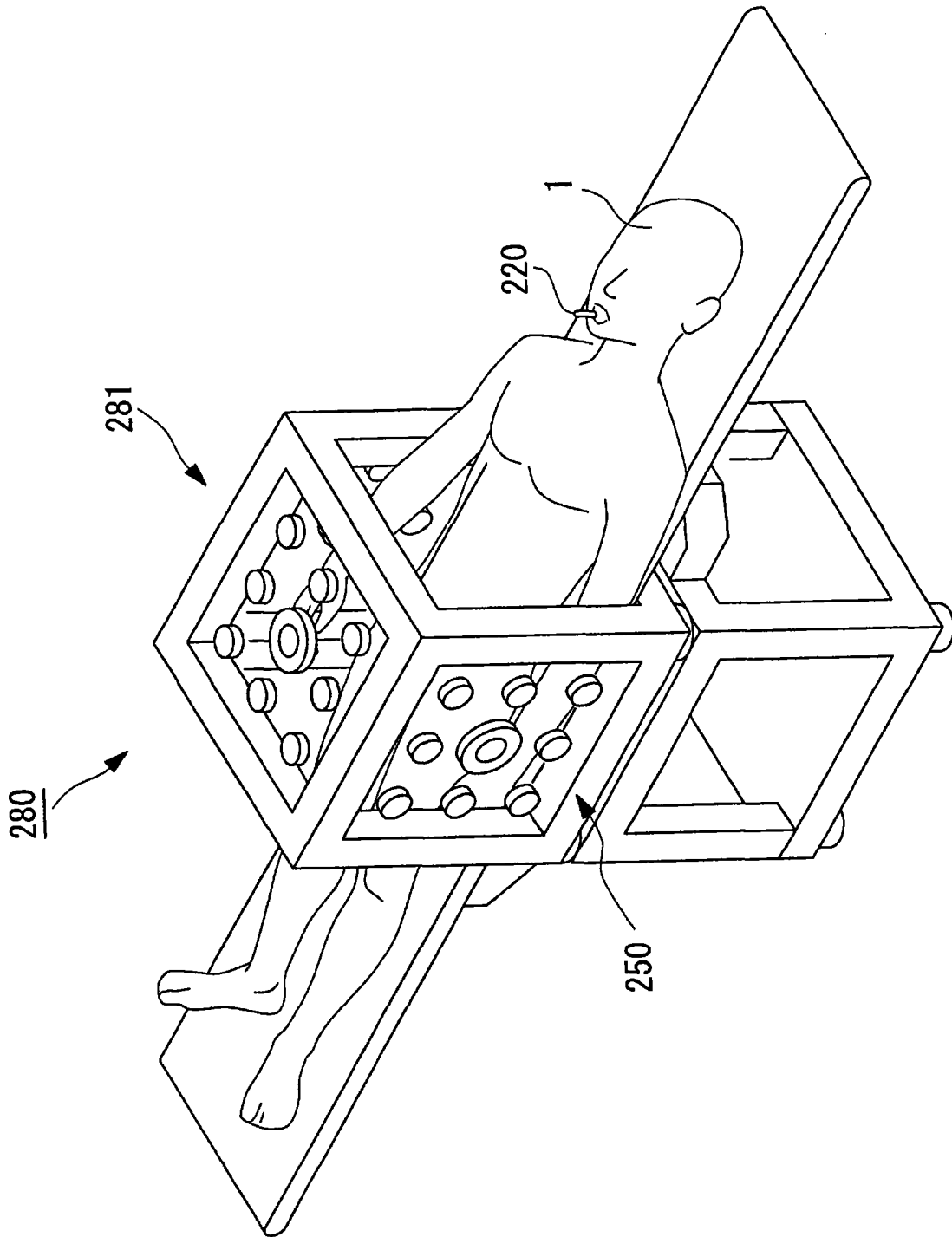


图 18A

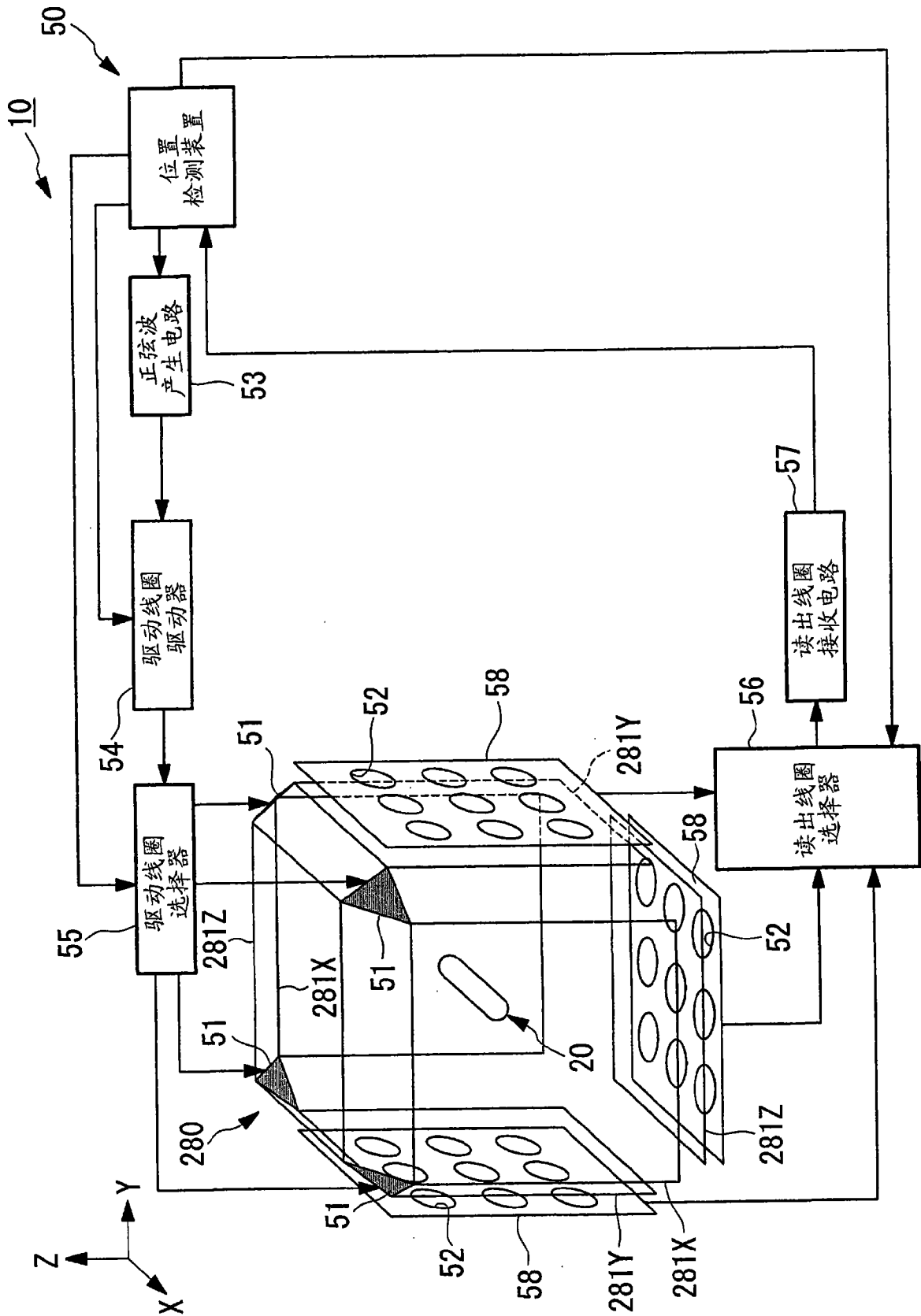


图 18B

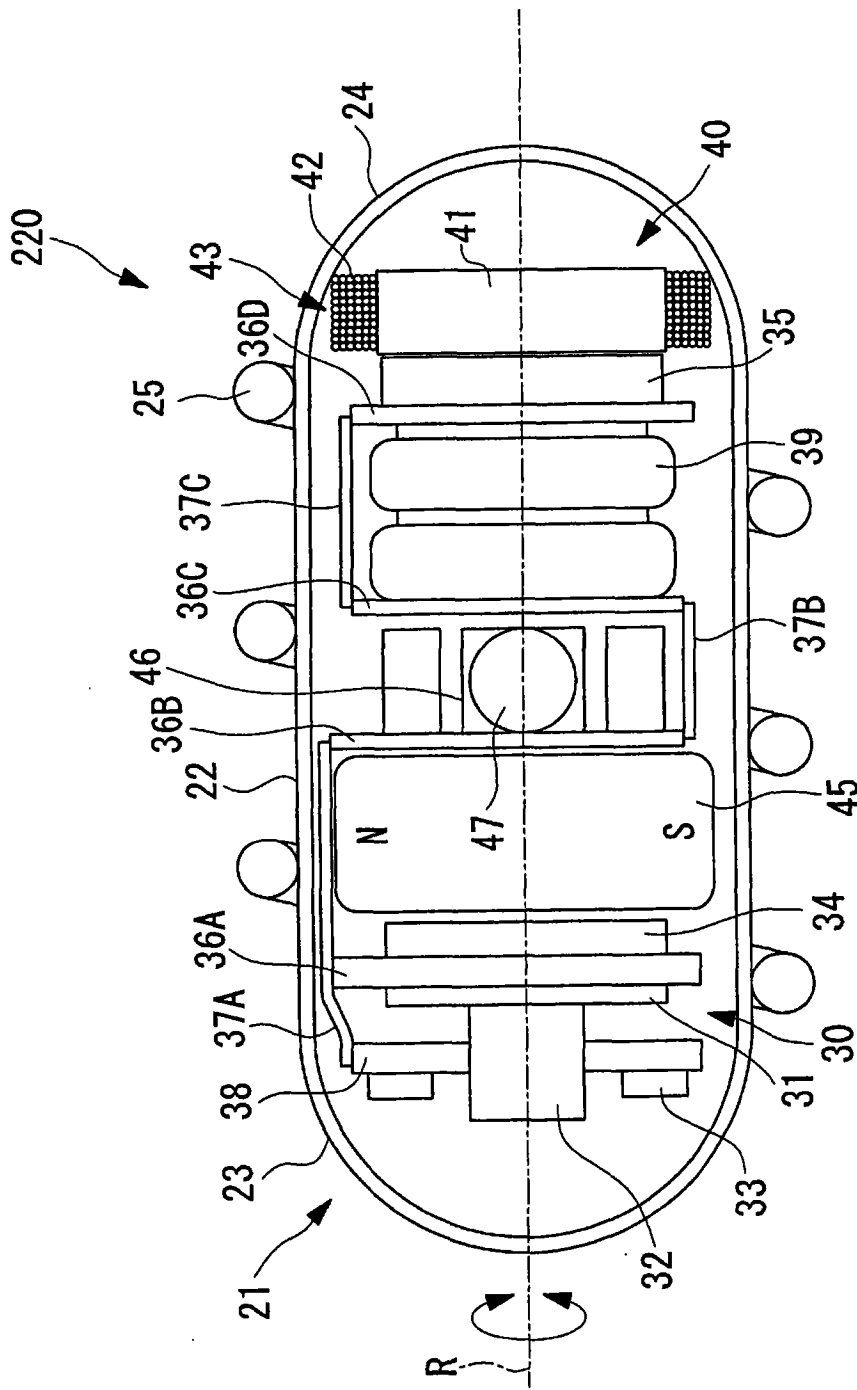


图 18C

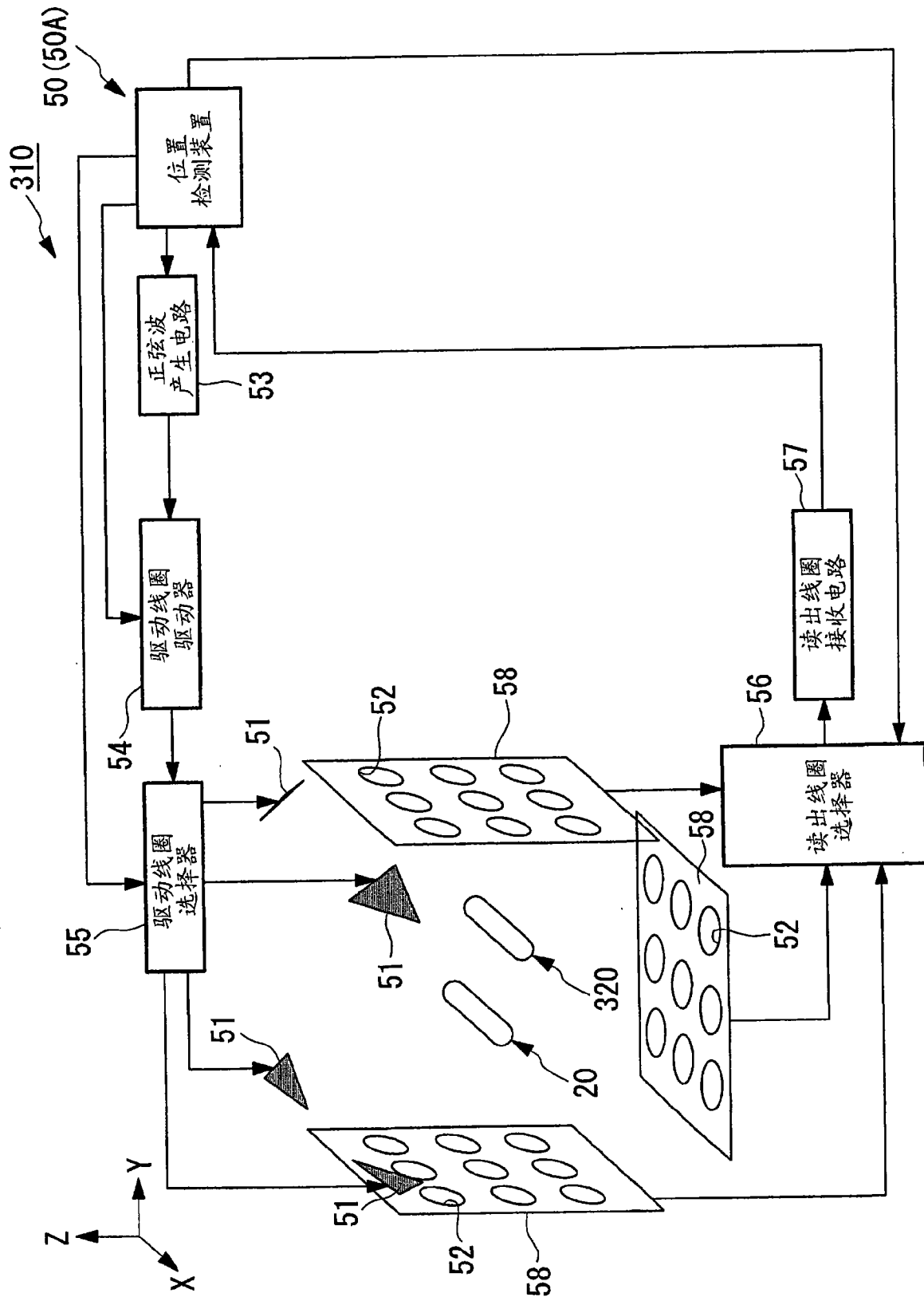


图 19

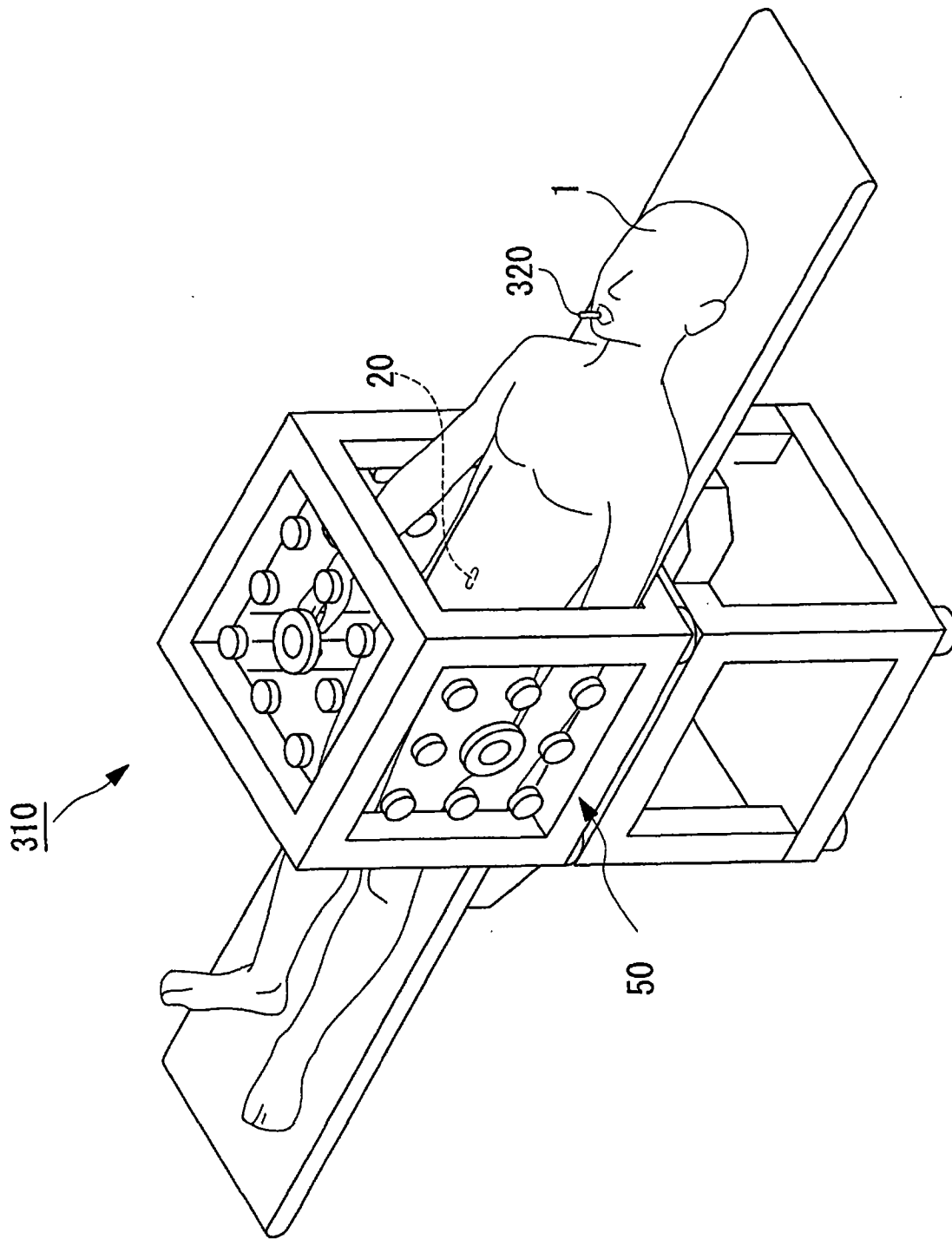


图 20

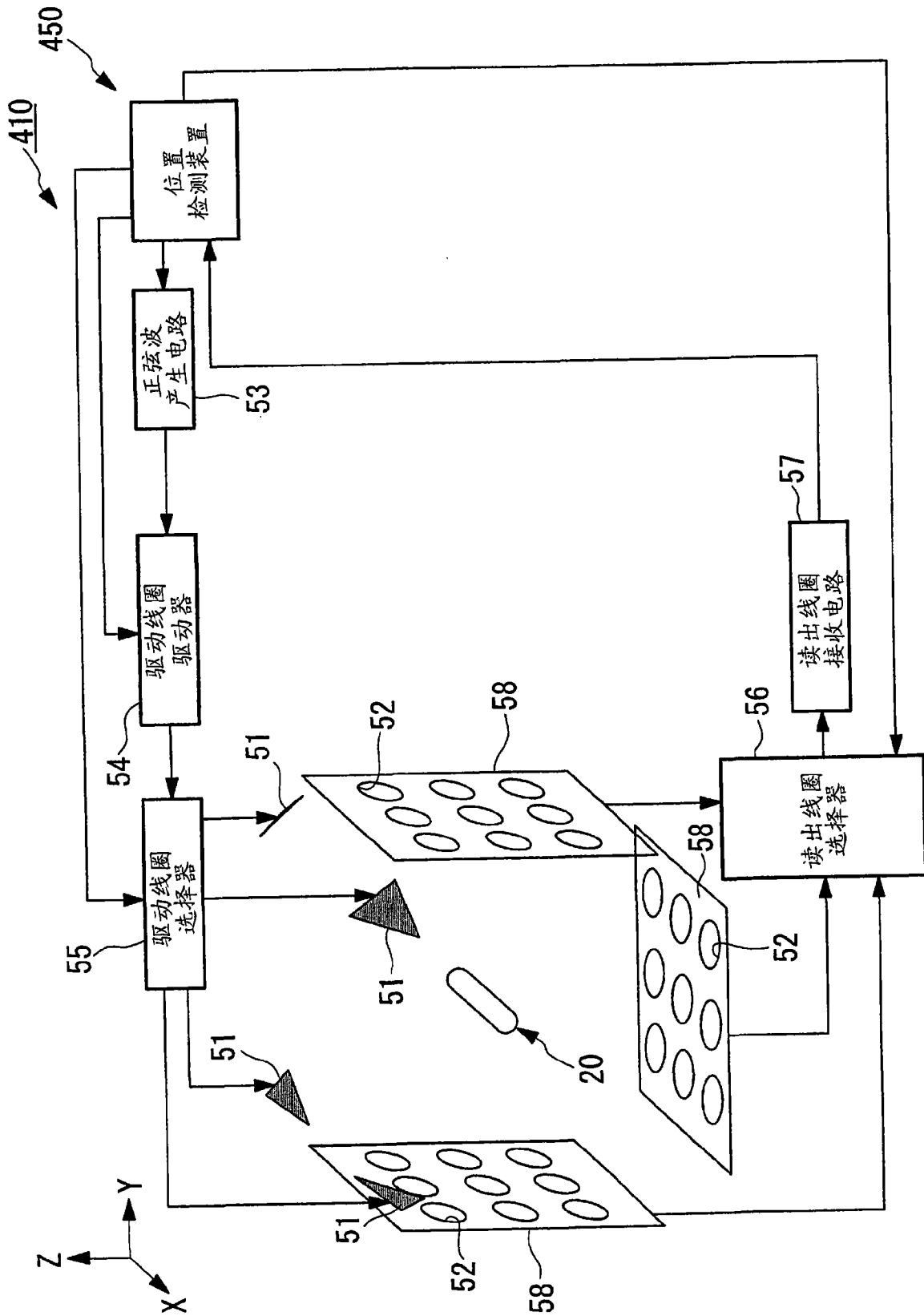


图 21

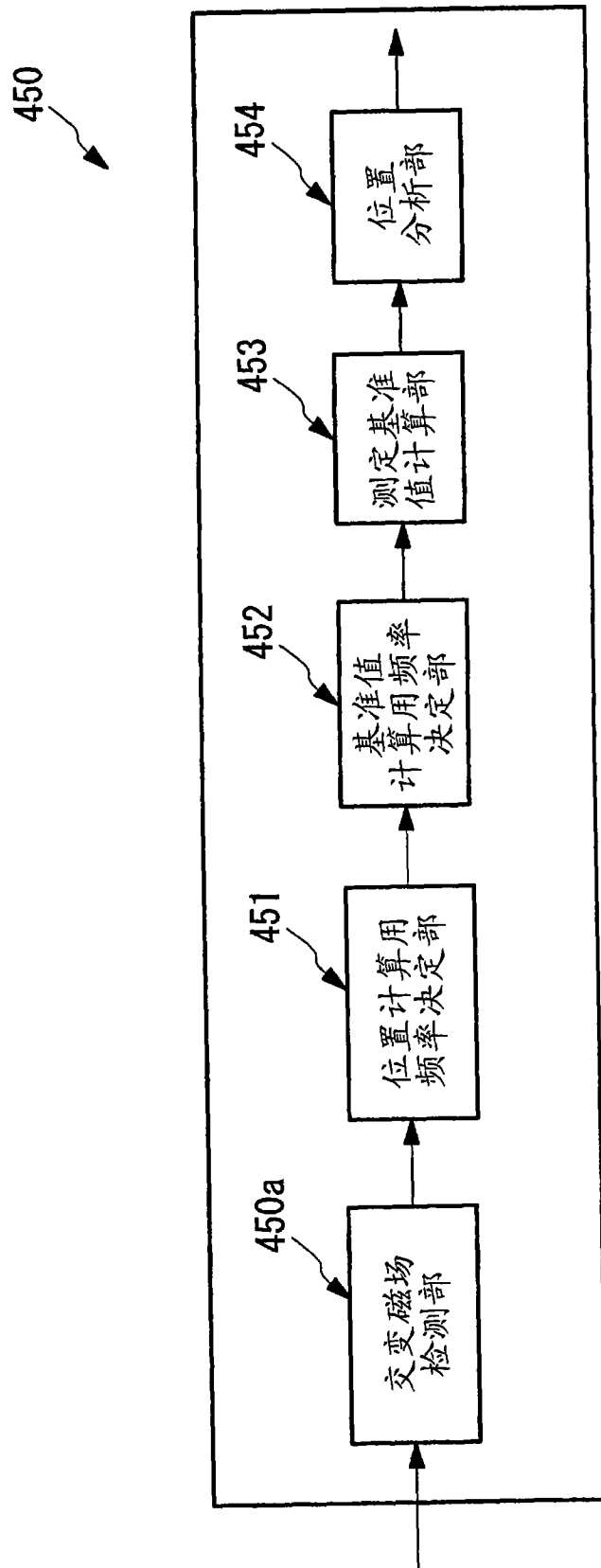


图 22

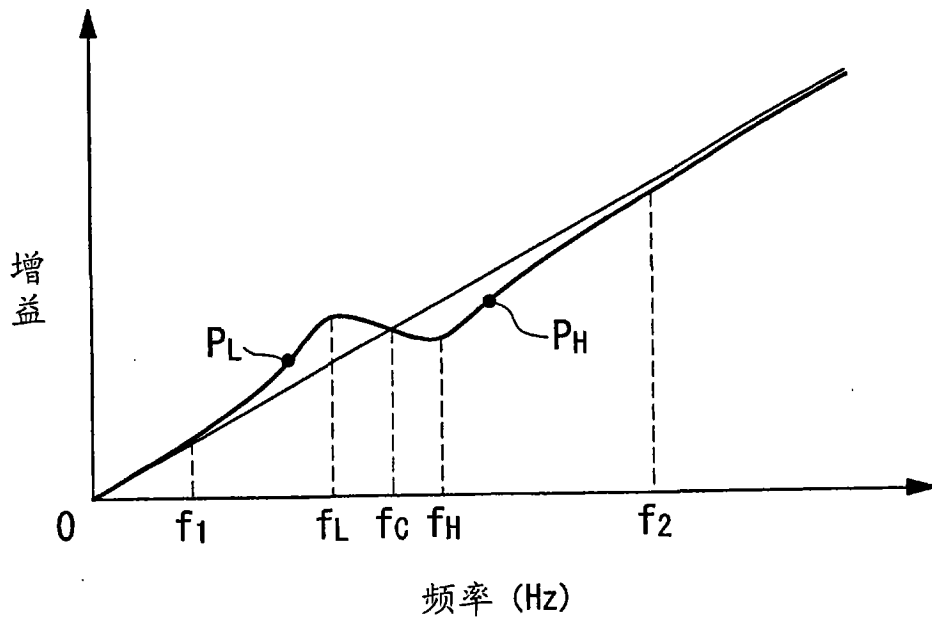


图 23

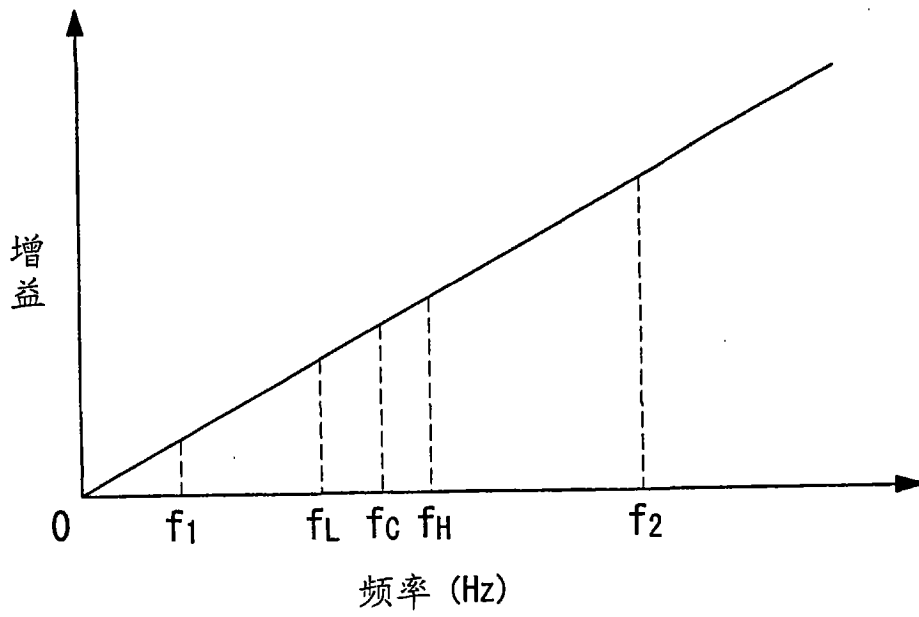


图 24

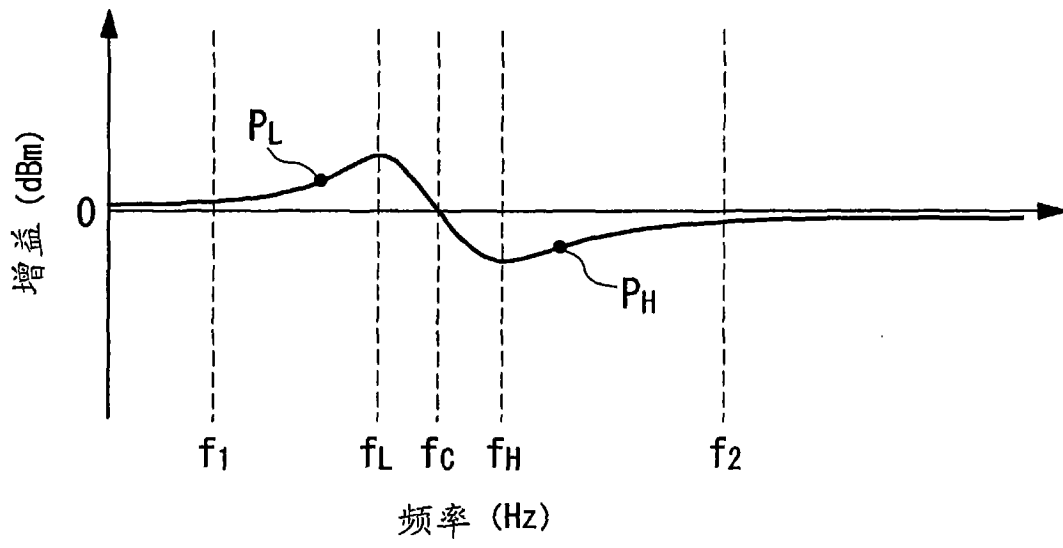


图 25

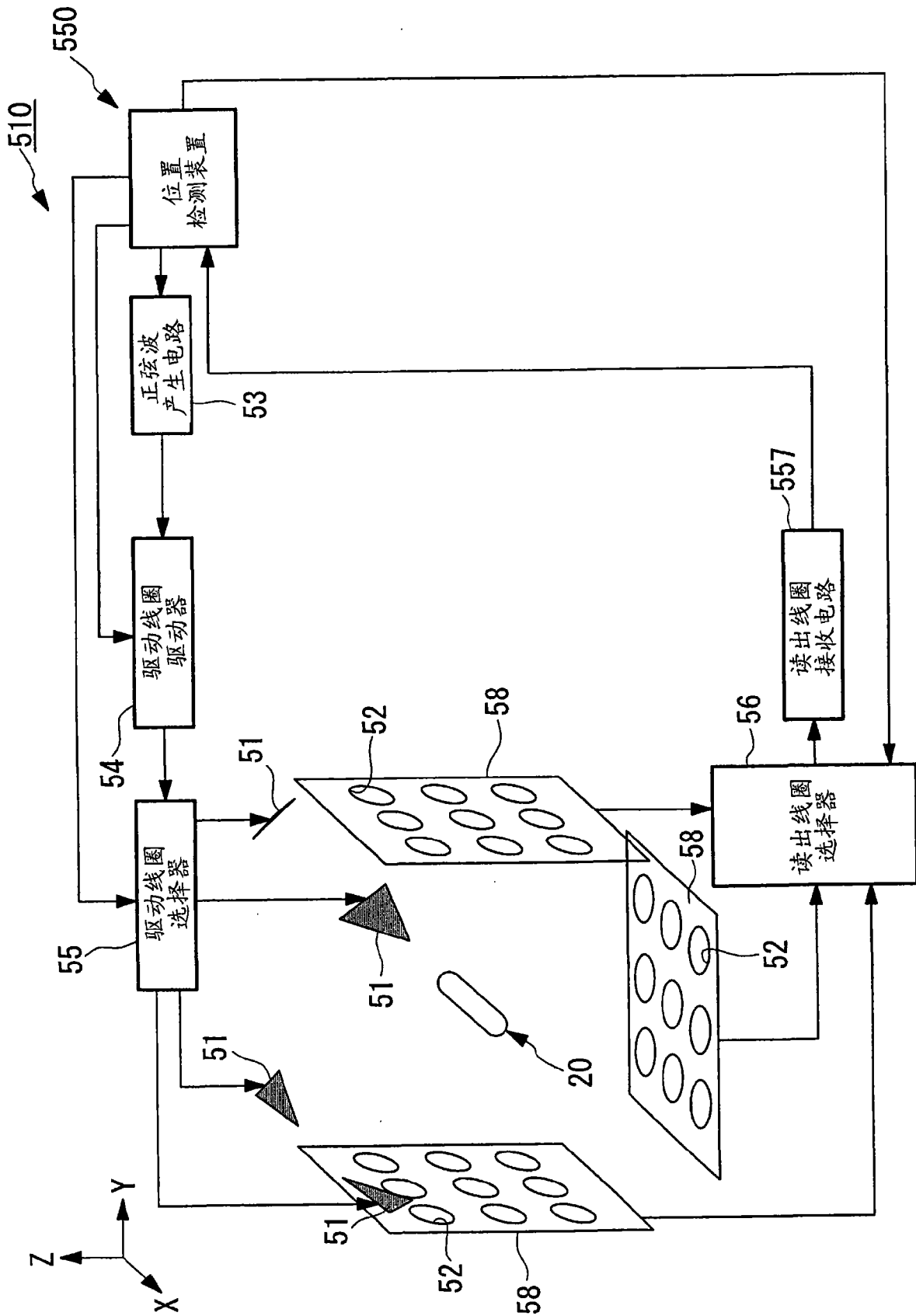


图 26

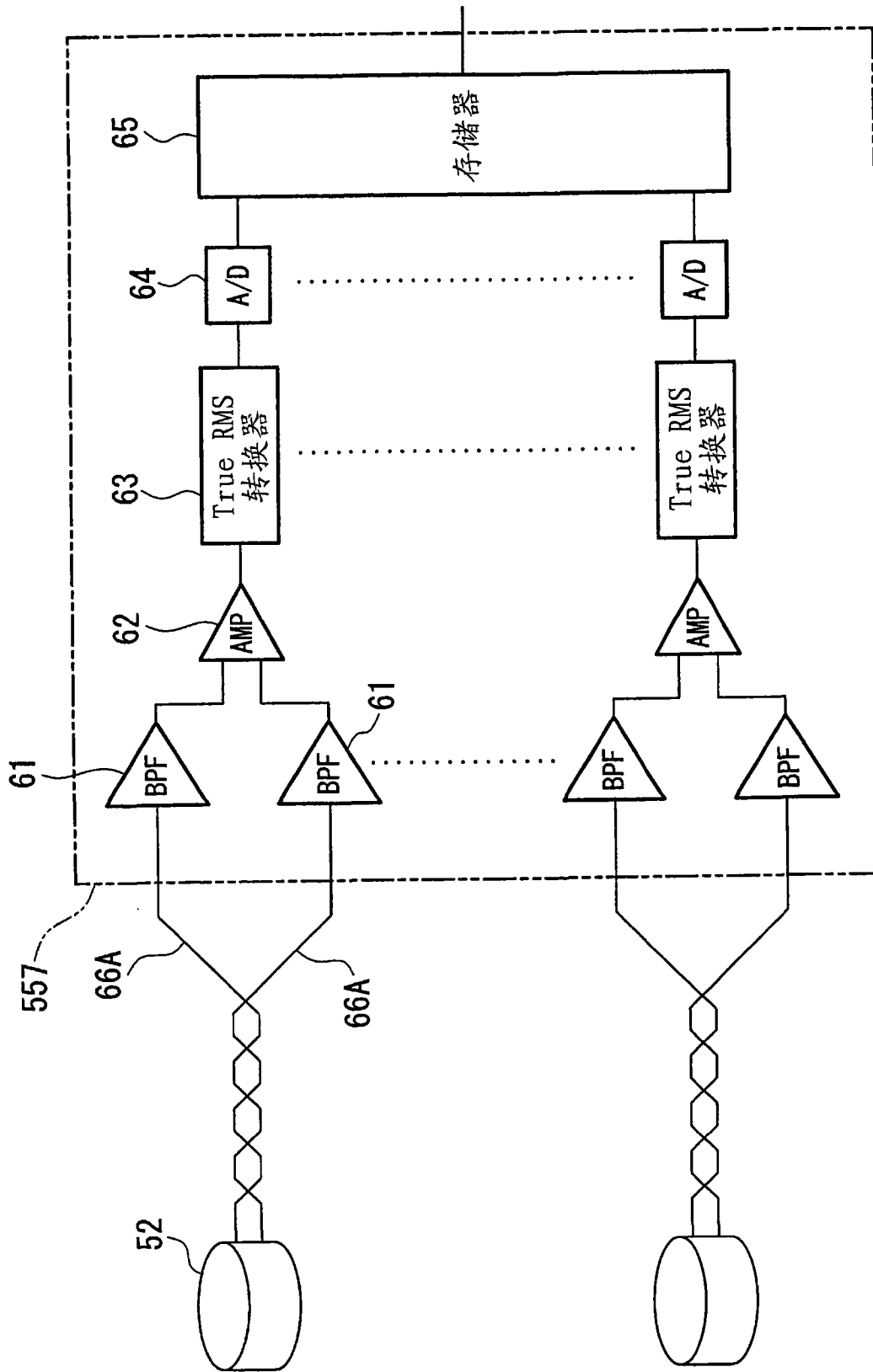


图 27

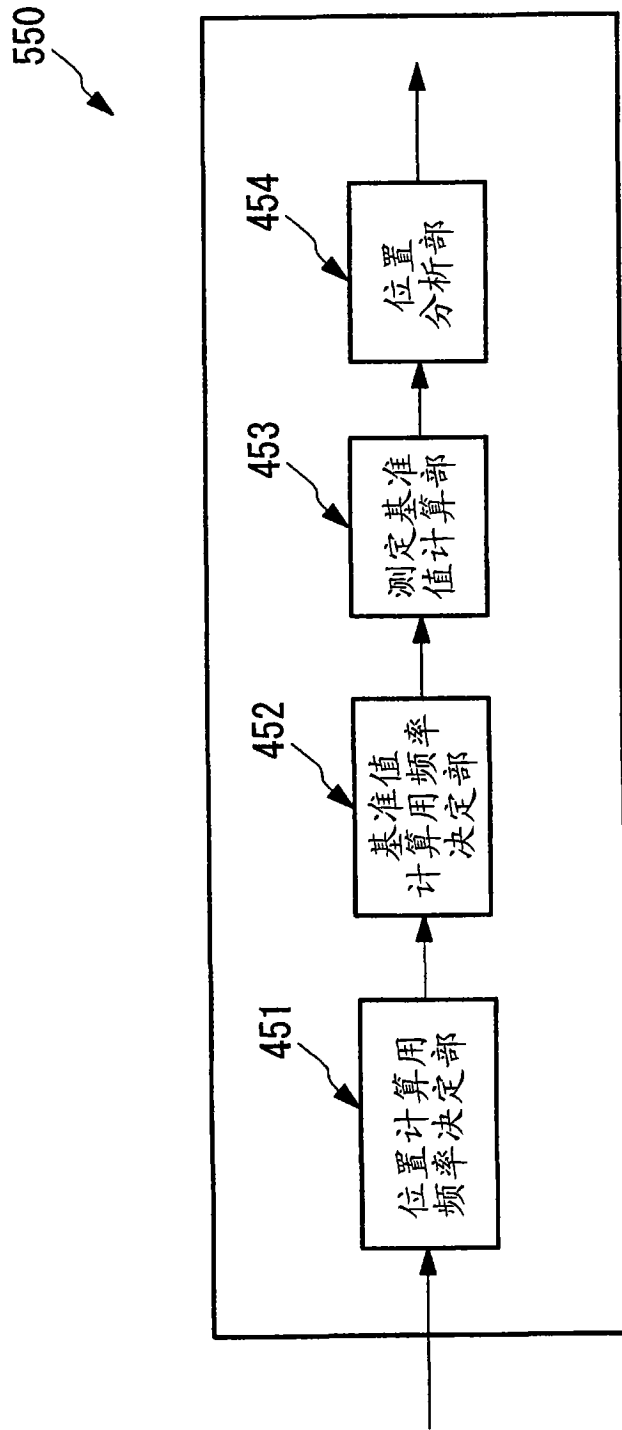


图 28